

Jak VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Specializovaná měření při implantaci kardiostimulátoru

Specialized measurement during implantation of pacemaker

List zadání

PODĚKOVÁNÍ

Zde věnuji poděkování všem, kteří pomohli k úspěšnému vytvoření této práce. Děkuji především vedoucímu mé diplomové práce doc. RNDr. *Jindřichovi Černoorskému*, CSc. za trpělivost a podporu jak odbornou, tak morální. Dále děkuji specialistům z MNO Ing. *Radomilu Sabašovi*, MUDr. *Františkovi Jurkovi*, MUDr. *Marcelovi Heczkovi* a Ing. *Vasilu Waliszewskému* za jejich odbornou pomoc a ochotu k diskuzím o daných problémech. Také bych rád poděkoval osobě mě velmi blízké, a to *Kateřině Korbélyiové* za její velkou pomoc nejen při korektuře celého dokumentu.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Datum:

Podpis:

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá možností zdokonalení operačního procesu při implantaci kardiostimulátoru v Městské nemocnici Ostrava (MNO). Jde o zdokonalení způsobu přenosu naměřených údajů během operace do operačního protokolu. V současné době se naměřená data musí přepisovat ručně, což je zdlouhavé a pro lékaře málo komfortní. Tento problém lze eliminovat propojením měřících přístrojů spolu s počítačem, na kterém by běžel program pro čtení dat z těchto přístrojů. Pak by bylo možné data vkládat přímo do operačních protokolů bez nutnosti ručního přepisu. S tím souvisí další problém kompatibility takového programu se stávající aplikací pro tvorbu operačních protokolů. Ukázalo se, že vhodným řešením je návrh komplexní aplikace složené z několika prvků, nahrazující současně používanou aplikaci pro tvorbu operačních protokolů. Tímto je také dán prostor pro další zdokonalení nové aplikace a rozšíření její funkčnosti i na další oblasti.

V úvodu práce je uvedena historie a význam kardiostimulace. Dále je rozebrána základní fyziologie srdeční činnosti, poruchy srdečního rytmu a klinické indikace ke kardiostimulaci. Následuje popis kardiostimulace samotné, kardiostimulátorů a vedení elektrod. Poté se práce dostává blíže k jádru věci analýzou současného stavu v MNO, jejich vybavení a postupů. Z té vyplývá výše popsany problém. Čistě praktickou stránkou diplomové práce se tedy stává návrh řešení a způsob jeho realizace popisovaný v práci dále. V závěrečné části jsou uvedeny požadavky na navrhovaný systém a způsob jeho používání v praxi. Závěr obsahuje shrnutí kladů a záporu navrhovaného systému i náročnost uvedení do provozu.

ABSTRACT

This thesis is engaged in possibility of operating process during pacemaker implantation improvement in MNO. The point is to improve a method of transferring measured data during surgery to surgical protocol. Currently the measured data are manually re-written, which is time consuming and uncomfortable for physician. This problem has a solution in connection between measuring devices and personal computer, where is a program for reading the data from devices. Then it is possible to import that data directly into the surgical protocol without the need of manual re-writing. However another problem is the compatibility of that new program with current computer application for creating surgical protocols. It appeared that appropriate solution is creation of a new complex program that is compounded from several components and then replacing the current application for creating surgical protocols.

In introduction of this thesis is briefly presented history and importance of cardiac stimulation. This work continues with essential physiology of cardiac activity, cardiac rhythm failure and clinical indication for cardiac stimulation. After that follows description of cardiac stimulation itself, pacemaker and pacing lead. Then it approximates to the essence of this thesis with MNO's current situation analysis, its equipment and methods, from which emerges thereinbefore problem. So consequently the pure functional aspect of this thesis becomes a proposal of its solution and method of its realization, which is described in conclusion together with this project requirements and presumption of its application.

KLÍČOVÁ SLOVA

Kardiostimulátor, Kardiostimulace, Implantace kardiostimulátoru, Operační protokol, ImplantSys, Srdeční stimulace, Srdeční arytmie, Poruchy převodního systému, Poruchy srdečního rytmu, Cévka, Stimulační elektroda, Srdeční rytmus, Srdce, Městská nemocnice Ostrava, MNO, Indikace a kontraindikace pro trvalou kardiostimulaci, Fyziologie srdce, DASH 4000, ICS 3000, Systém řízení implantátu, Implantační modul, Elektrokardiogram, EKG, Intrakardiální EKG, IEKG, Napěťový práh, Impedance elektrod, Citlivost, Nemocniční informační systém, NIS, klinický informační systém, KIS, Implantabilní kardioverter – defibrilátor, ICD, NBG kód, NASPE, BPEG

KEY WORDS

Pacemaker, Cardiac stimulation, Pacemaker implantation, Surgical protocol, ImplantSys, Stimulation of heart, Heart arrhythmias, Heart conduction system disorders, Heart rhythm disorders, Pacing lead, Stimulation electrode, Heart rhythm, Heart, Hospital of Ostrava, MNO, Indications and contraindications for permanent stimulation of heart, Heart physiology, DASH 4000, ICS 3000, Implant control system, Implant module, Electrocardiogram, ECG, Intracardiac EKG, IECG, Threshold, Electrode impedance, Sensing, Hospital information system, HIS, Clinical information system, CIS, Implantable cardioverter-defibrillator, ICD, NBG code, NASPE, BPEG

Seznam použitých symbolů a zkratek

A	- Ampér
ACC	- American College of Cardiology
ACC	- Active Capture Control
AF	- Atrial fibrillation (Fibrilace síní)
AFL	- Atrial Flutter (Síňový flutter)
AHA	- American Heart Association
ARP	- Absolutní refrakterní fáze
AT	- Atrial Tachycardia (Síňová tachykardie)
AV	- Atrioventrikulární (Síňokomorový)
AVNRT	- Atrioventricular Node Reentry Tachycardia
AVRT	- Atrioventricular Reentry Tachycardia
B	- Byte (Bajt)
BIS	- Bispektrální index
BPEG	- British Pacing and Electrophysiology Group
CD	- Compact Disc (Kompaktní disk)
CLS	- Closed Loop Stimulation
CMOS	- Complementary Metal-Oxide-Semiconductor
CRC	- Cyclic redundancy check (Cyklický redundantní součet)
EEG	- Elektroencefalogram
EKG	- Elektrokardiogram
ES	- Elema Schonander
ESC	- Environmental Stress Cracking
HL7	- Health Level 7
ICD	- Implantable cardioverter-defibrillator (kardioverter – defibrilátor)
ICG	- Impedanční kardiografie
ICHD	- Inter-Society Commission for Heart Disease Code
ICS	- Implant Control System (Systém řízení implantátu – operační modul)
IEC	- International Electrotechnical Commission
IEEE	- Institute of Electrical and Electronics Engineers
IEGM	- Intra Cardiac Electrogram (Intrakardiální elektrogram)
IEKG	- Intrakardiální elektrogram
IP	- Internet Protocol
IS-1	- International Standard-1
K	- Draslík
KIS	- Klinický informační systém
LAN	- Local Area Network
LVEF	- Ejekční frakce levé komory
MIO	- Metal Ion Oxidation
MNO	- Městská nemocnice Ostrava
NASPE	- North American Society of Pacing and Electrophysiology
NBG	- Zkratka NASPE + BPEG
NBP	- Noninvasive Blood Pressure (Neinvazivní krevní tlak)
NIS	- Nemocniční informační systém
O ₂	- Kyslík
OP	- Operační protokol
OS	- Operační systém

OSI	- Open Systems Interconnection (Propojení otevřených systémů)
PC	- Personal Computer (Osobní počítač)
PDF	- Portable Document Format
PMT	- Pacemakerová tachykardie
RAM	- Random Access memory
ROM	- Read Only Memory
SA	- Sinoatriální
SCA	- Sudden cardiac arrest (Náhlá zástava srdeční)
SSS	- Sick Sinus Syndrome (Syndrom nemocného sinu)
STP	- Shielded Twisted Pair (Kroucená stíněná dvojlinka)
SVT	- Supraventricular Tachycardia (Supraventrikulární tachykardie)
RRP	- Relativní refrakterní fáze
RTG	- Rentgen
TCP	- Transmission Control Protocol
TFT	- Thin Film Transistor
TKS	- Trvalá kardiostimulace
TVI	- Trans Valvular Impedance
UDP	- User Datagram Protocol
UK	- United Kingdoms (Spojené království)
US	- United States (Spojené státy)
USB	- Universal Serial Bus (Univerzální sériová sběrnice)
V	- Volt
VF	- Ventricular Fibrillation (Fibrilace komor)
VF	- Vysokofrekvenční
VLSI	- Very Large Scale Integration
VS-1	- Voluntary Standard-1
VT	- Ventricular Tachycardia (Komorová tachykardie)
VZP	- Všeobecná zdravotní pojišťovna
W3C	- World Wide Web Consortium
UPS	- Uninterruptible Power Supply (Nepřerušitelný zdroj energie)
XML	- Extensible Markup Language
Ah	- Ampér hodina
g	- Gram
Hg	- Rtuť
l	- Litr
m	- Metr
min	- Minuta
Na	- Sodík
Pa	- Pascal
pin	- Vývod integrovaného obvodu
s	- Sekunda
SpO ₂	- Nasycení kyslíkem
Ω	- Ohm

Obsah

ÚVOD.....	1
1.1 Historie a význam kardiostimulace.....	1
2 Základy fyziologie srdeční činnosti.....	15
2.1 Funkční anatomie srdce.....	15
2.2 Vznik a šíření vzruchů v srdci.....	16
2.2.1 Akční potenciál buňky srdečního svalu – dráždivost.....	16
2.2.2 Převodní systém srdeční - vodivost a schopnost automacie	18
2.2.3 Elektrokardiogram	19
2.3 Stažlivost.....	20
2.4 Srdeční cyklus	21
2.5 Ejekční frakce levé komory (LVEF).....	22
2.6 Koronární oběh.....	23
2.7 Energetické zajištění srdeční činnosti	24
2.8 Řízení srdeční frekvence	24
3 Poruchy převodního systému, klinická indikace ke kardiostimulaci	25
3.1 Úvod.....	25
3.2 Poruchy srdečního rytmu – srdeční arytmie.....	26
3.2.1 Elektrické arytmie srdeční	27
3.2.2 Oběhové arytmie srdeční	29
3.2.3 Strukturální arytmie srdeční.....	29
3.3 Indikace a kontraindikace.....	29
4 Kardiostimulace	33
4.1 Princip kardiostimulace.....	33
4.2 Kardiostimulátory.....	33
4.3 Vedení elektrod - cévky	37
4.4 Stručný přehled kardiostimulátorů a elektrod	42
5 Současný stav ve Městské nemocnici Ostrava.....	46
5.1 Historie MNO.....	46
5.2 Kardiostimulační sál.....	47
5.3 Měřicí přístroje.....	48
5.3.1 DASH 4000.....	49
5.3.2 ICS 3000	55
5.4 Implantační postup	60
5.4.1 Fáze přípravná.....	60
5.4.2 Fáze během výkonu	61
5.4.3 Fáze po implantaci	63
5.4.4 Komplikace.....	64
5.5 Současný operační protokol	65
5.6 Problém	66
6 Návrh řešení	67
6.1 Způsob realizace implantačního systému.....	67
6.2 Propojení PC a ostatních prvků.....	67
6.3 Aplikace ImplantSys	69
6.3.1 Proces: Komunikace s obsluhou	70
6.3.2 Proces: Řídící proces.....	71
6.3.3 Proces: Komunikace s DASH 4000.....	72
6.3.4 Proces: Zpracování dat.....	74
6.3.5 Proces: Organizátor souborů.....	76

6.3.6	Proces: Databáze.....	76
7	Požadavky na ImplantSys.....	77
7.1	Uživatelské požadavky.....	77
7.2	Návrh uživatelského prostředí.....	78
7.3	Požadavky na propojitelnost s NIS	80
7.4	Součinnost IS s operačním týmem	82
7.5	Návrh protokolu	82
	Závěr.....	84
8	Seznam příloh	89

ÚVOD

1.1 Historie a význam kardiostimulace

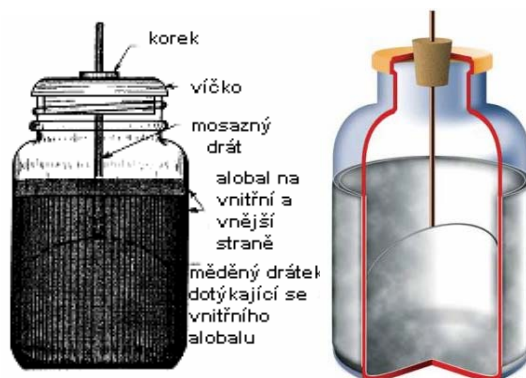
Historie srdeční stimulace neboli zkráceně kardiostimulace je velmi bohatá a vydala by na samostatnou publikaci. Účelem této práce však není výčet celé této historie. V úvodu poukazuje na některé důležité milníky, díky kterým je dnešní trvalá kardiostimulace taková, jakou ji známe. Její význam je zřejmý, prodlužuje život – to nejcennější co máme.

První srdeční elektrostimulace probíhaly v polovině osmnáctého století s použitím proudů z Leydenské láhve (obr. 1-1) nebo Voltova Sloupu. Stimulace srdečních svalů a nervů se prováděly při pokusech o resuscitaci nepoškozených mrtvých zvířat.

[1]

1788

Zřejmě první elektrostimulaci prováděnou na člověku popisuje Charles Kite v jeho „Eseji o zotavení zdánlivě mrtvých“ (Londýn, 1788). Třileté dítě bylo považováno za mrtvé poté, co vypadlo z okna. Lékárník, pro kterého bylo posláno, nezmohl nic. Byla tedy vyzkoušena elektrická resuscitace za pomoci elektrostatického generátoru s kondenzátorem ve formě Leydenské láhve (obr. 1-1).



Obr. 1-1: Leydenská láhev

Lékař Squires popisuje:

„Se souhlasem rodičů jsem velmi humánně zkoušel účinky elektřiny. Uběhlo nejméně dvacet minut, než jsem mohl uplatnit šok, který jsem zkoušel aplikovat na různé části těla, ovšem bez zjevného úspěchu. Náhle však, při vyslání několika málo impulsů skrze hrudník, jsem rozpoznal slabý tlukot srdce. Brzy poté začalo dítě s velkými obtížemi dýchat a zhruba v desáté minutě po resuscitaci začalo zvracet. Po několik dní bylo dítě značně omámené, nicméně za jeden týden vykazovalo dokonalé zdraví.“

[2], [3]

1889

J. A. McWilliam uvedl v „British Medical Journal“ zprávu o svých experimentech, ve kterých popisoval aplikaci elektrického impulsu na lidské srdce během asystoly (žádná elektrická aktivita srdce). Uvedl, že tímto el. impulsem je možno způsobit kontrakci komor. Dále uvádí, že srdeční rytmus 60-70 úderů za minutu může být evokován impulzy aplikovanými v rozmezí 60-70 impulsů za minutu.

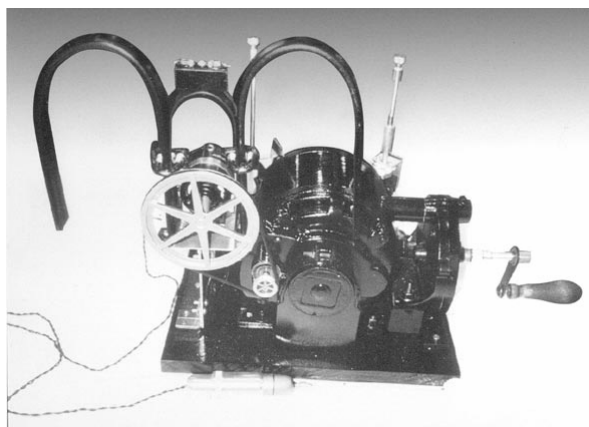
[4]

1930

Doktor Albert S. Hyman z newyorské „Beth David Hospital“ patentoval „Artificial Pace Maker for the Heart“ neboli umělý krokomeř pro srdce. Jeho přístroj obsahoval generátor, který bylo možno nastavit na frekvenci na 30, 60 nebo 120 impulsů za minutu. Kardiostimulátor vážil 7,2 kg byl vybaven mechanickým pohonem – klikou. Zařízení zajišťovalo komorovou stimulaci, neboť Hyman zjistil, že je obtížné, ne-li nemožné, zavedení jehlové elektrody skrze hrudník přímo do síně. Dále také prohlašoval, že s tímto přístrojem obnovil srdeční činnost několika zvířat, konkrétně byl úspěšný při resuscitaci 14 ze 43 zvířat.

Replika zkonstruovaná r. 1999 Szarkou věrně napodobuje originální Hymanovo zařízení (obr. 1-2).

[5]



Obr. 1-2: Replika Hymanova kardiostimulátoru na ruční pohon

1950

John Hopps (obr. 1-3), kanadský elektroinženýr a výzkumník Národní výzkumné rady, společně se dvěma lékaři Wilfredem Bigelowem z nemocnice „Toronto General Hospital“ a jeho žákem Johnem C. Callaghanem ukázali, že lze stimulovat koordinované stahy srdečního svalu elektrickými impulsy v sinoatriálním uzlu.

Vyvinuli elektronické zařízení pro účely zevní kardiostimulace. Přístroj byl velký 30 cm, používal elektronky a byl napájen běžným elektrickým napětím o kmitočtu 60 Hz. Impulsy byly vysílány do síní skrze žilní přístup katetrem s bipolární elektrodou. Bylo tak dosaženo stimulace síní s možností ovládat rychlost srdeční činnosti. Nicméně pro pacienta byla stimulace poněkud bolestivá a to, že byl přístroj napájen ze sítě, znamenalo potenciální nebezpečí fibrilace komor či smrti způsobené elektrickým proudem.

[6], [7], [8], [9]



Obr. 1-3: Dr. Hopps testující prototyp

1951

Bostonský kardiolog Paul Zoll se zasloužil o vstup do moderní éry klinické srdeční stimulace. Četl práce od Callaghana, Bigelowa a Hoppse a vyvinul externí stolní stimulátor “Cardiac Pacemaker” (obr. 1-4), který byl úspěšně aplikován k léčbě srdeční blokády neboli poruchy vedení vzruchu ze síní do komor. Impulsy byly přiváděny elektrodami skrze hrudník, dráždily kůži a pro pacienta byly díky vysokým amplitudám napětí bolestivé. Navíc hlavní jednotka byla velká a těžká, přenášena na vozíku a pacient se tak mohl pohybovat pouze na vzdálenost kabelů.

[6]



Obr. 1-4: Zollův externí kardiostimulátor

1957: První, bateriově poháněný, přenosný kardiostimulátor

C. Walton Lillehei, přední srdeční chirurg na „University of Minnesota“ v Minneapolis, si získal mezinárodní pověst v polovině let padesátých. Roku 1952, ve věku 35 let, provedl světovou premiéru chirurgické léčby vrozené vady srdeční za použití hypotermie a náhrady cirkulace krve. Roku 1957 měl Lillehei za sebou přes 300 operací srdce u mladších dospělých a dětí. Tohle rychle se rozvíjející odvětví srdeční chirurgie bylo hlavní hnací silou pro rozvoj elektrické srdeční stimulace.

Situace byla následující. Zhruba u jednoho z deseti pacientů se po úspěšné operaci vrozené vady srdeční vyskytla kompletní síňokomorová blokáda. Stimulační léky jako adrenalin, atropin, nebo nově zaváděný isoprenalin, byly nápomocné pouze při krátkodobém používání. Při dlouhodobém užívání se však projevíly jako neuspokojující a nemohly zabránit opakujícím se srdečním blokádám. Bylo nutné nalézt jiné řešení.

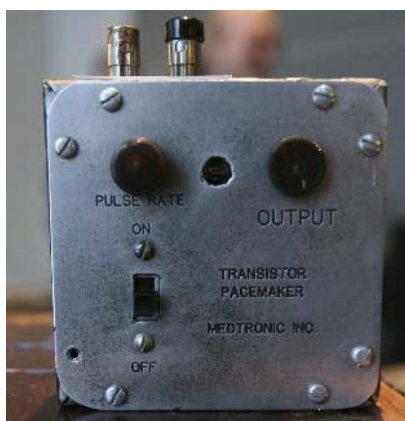
Spekulovalo se, že dočasná podpora srdečního rytmu pomocí elektrické stimulace by mohla držet pacienta naživu, dokud by se převodní systém srdeční zcela nezotavil. Nicméně přístroj P. Zolla a jiné externí kardiostimulátory byly zcela nevhodné vzhledem k vysokému napětí vysílanému skrze hrudník, což přinášelo především pro malé děti příliš traumatizující bolesti.

Mezitím, Vincent Gott a William Werich prokázali, že u zvířat, kterým byla chirurgicky vytvořena srdeční blokáda, lze obnovit srdeční rytmus pomocí vodiče vloženého do stěny pravé komory srdeční a připojeného ke stimulátoru. Nízké napětí o požadované frekvenci poté srdce snadno stimuluje.

Lillehei a jeho spolupracovníci vyvinuli myokardický kabel (vodič): více spletených, nerezových, ocelových vodičů (drátů) v teflonovém obalu. Jeden konec byl implantován do myokardu a druhý vyveden skrze vpichovou ránu v kůži a připojen k fyziologickému laboratornímu stimulátoru. Referenční elektroda byla umístěna pod kůži pro uzavření obvodu. Efektivní stimulace vyžadovala díky přímému kontaktu s myokardem pouze 1,5 V. Tělo pacienta nejevilo vůči vodiči odmítavou reakci, srdce tlouklo bez poškození a po obnovení normálního vedení vzruchů v převodním systému šlo snadno kabel vytáhnout trhnutím.

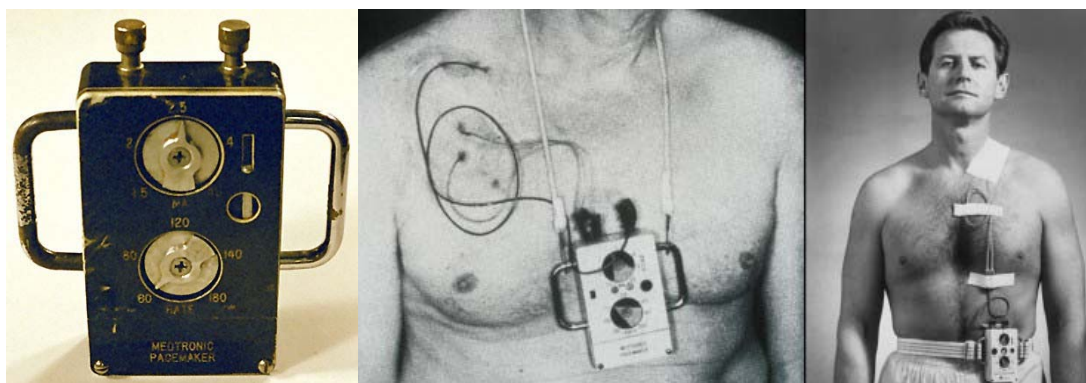
Dalšími nedostatky externích kardiostimulátorů byly: omezený pohyb pacienta na délku kabelů, velké a těžké zařízení a naprostá závislost na elektrickém napájení ze sítě. V případě výpadku proudu se přístroj stal naprosto bezcenným. 31. října 1957 výpadek proudu trvající tři hodiny způsobil tragickou smrt dítěte. V tu dobu byly na záložní zdroje energie napojeny hlavně operační sály, ale ne pokoje pacientů. Druhý den poté Lillehei požádal Earla E. Bakkena, elektrotechnika, opraváře televizí a spoluzakladatele společnosti Medtronic, zajišťujícího servis pro nemocnici, zda by mohl přijít s lepším řešením. Problémy: pohyblivost pacienta a riziko výpadku proudu měly být vyřešeny.

První pokusy zahrnovaly použití autobaterie umístěné na vozíku spolu s invertorem, který měl převést 6 V stejnosměrného napětí na 115 V střídavého napětí pro napájení kardiostimulátoru. Od těchto plánů se však brzy upustilo jakožto vysoce neefektivních, jelikož pro stimulaci srdce bylo dostatečných pouhých 10 V stejnosměrného napětí. Navíc s možností použít nově vyvinuté tranzistory, které se používaly čím dál tím častěji v nejrůznějších oblastech, Earl E. Bakken sestavil první bateriově poháněný přenosný kardiostimulátor (obr. 1-5). Inspiroval se návrhem zapojení metronomu z časopisu "Popular Electronics" vydaném v dubnu 1956. Jednoduše upravil dvoutranzistorový obvod metronomu a bez reproduktoru jej umístil do hliníkové krabičky o ploše čtyři palce čtvereční a hloubce jeden a půl palce. Vyvedl ovládání rychlosti stimulace, velikost výstupního napětí a přepínač zapnutí/vypnutí přístroje. Kardiostimulátor poháněla miniaturní, výkonná 9,4V, rtuťová baterie umístěná uvnitř krabičky. Dokumentace k produktu uváděla výdrž této baterie v průměru 1000 hodin. Po čtyřech týdnech experimentů a práce byl tento bateriově poháněný kardiostimulátor v klinickém užívání.



Obr. 1-5: Prototyp bateriově poháněného, přenosného kardiostimulátoru Earla E. Bakkena

Během výroby prvních deseti kusů byl originál zdokonalován. Ovládací prvky byly zapuštěny kvůli větší bezpečnosti (proti nechtěnému přenastavení dětmi), malé neonové světlo blikalo červeně zároveň s každým stimulem a navíc byly přidělané dvě kovové rukojeti pro připevnění pomocí pásu k tělu pacienta (obr. 1-6). Výstupní impuls měl tvar obdélníku s šířkou 2 ms a výškou volitelnou v rozsahu od 1 do 20 mA. Rychlost blokovacího oscilátoru se dala nastavit v rozsahu od 60 do 180 pulsů za minutu. Kardiostimulátor se stal známým jako 5800 (kvůli roku výroby 1958). Brzy poté přešel do klinického využití i mimo univerzitu.



Obr. 1-6: Kardiostimulátor vhodný k nošení pacientem

Zdravotní historici považují Bekkenův kardiostimulátor za první úspěšnou aplikaci tranzistorové technologie do medicínského přístroje. To napomohlo rozmachu nového odvětví “zdravotnické elektroniky“. V celé historii medicíny před rokem 1957 nebylo zcela či částečně implantováno žádné elektronické zařízení. Nicméně bylo zřejmé, že pro dlouhodobou stimulaci bylo nutné vyvinout zcela implantabilní zařízení vzhledem k často přenášeným infekcím skrze vedení elektrod. [6], [7], [10]

Roku 1956 až 1959 osm skupin na světě samostatně vyvíjelo kardiostimulátory pro dlouhodobou stimulaci (tab. 1-1).

[11]

Skupina	Kde/Kdy začali práci	Klinické využití	Vynález
Zoll, Belgard, Frank	Boston, MA 1956	1960	Implantabilní generátor; vedení elektrod na srdeční svalovinu
Senning, Elmquist	Stockholm, Sweden 1957	1958	Implantabilní, dobíjecí generátor; vedení elektrod na srdeční svalovinu
Chardack, Greatbach	Buffalo, NY 1958	1960	Implantabilní generátor; vedení elektrod na srdeční svalovinu
Hunter, Roth	Twin Cities, MN 1958	1959	Externí generátor; Hunterovo - Rothovo vedení elektrod
Furman, Schwedel	Bronx, NY 1958	1958	Externí generátor, vedení elektrod na endokard
Glenn, Mauro	New Haven, CT 1958	1959	RF kardiostimulátor
Abrams a kolektiv	Birmingham, England 1958	1960	Kardiostimulátor s indukčním, cívkovým spojením
Cammilli, Pozzi	Florence, Italy 1959	1961	RF kardiostimulátor

Tab. 1-1: Osm skupin vyvíjející KSM pro dlouhodobou stimulaci

1958: První, zcela implantabilní kardiostimulátor

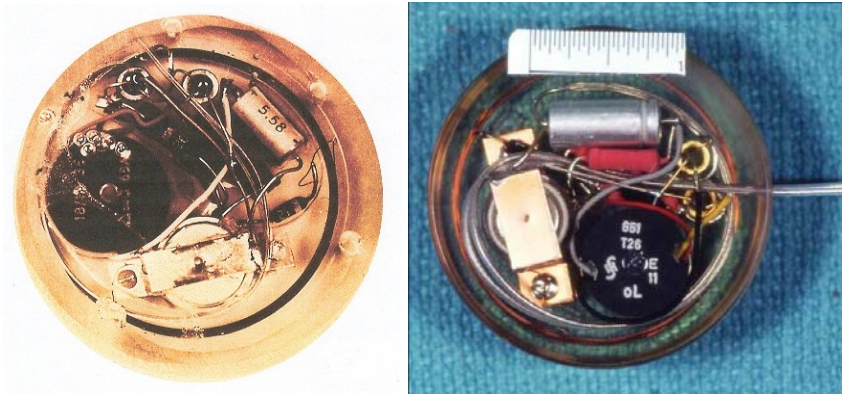
Dne 8. října 1958 byla provedena světově první implantace kardiostimulátoru v univerzitní nemocnici v Solně ve Švédsku. Kardiostimulátor byl tehdy implantován Arne Larssonovi, 43letému pacientovi, trpícímu kompletní atrioventrikulární (AV) bloádou spolu s Adamsovy – Stokesovy záchvaty. Vyrobiti jej kardiochirurg Åke Senning a lékař Rune Elmquist, který však nikdy medicínu nepraktikoval a pracoval jen jako inženýr a vynálezce. R. 1931 vyvinul přenosné EKG a r. 1948 první inkoustový záznamník pro přímý analogový zápis EKG a jiných fyziologických signálů – Mingograf.

Operace proběhla ve večerních hodinách, v době, kdy sály již byly prázdné, kvůli zajištění soukromí. Dvě ocelové elektrody potažené polyethylenem byly našity epimyokardiálně při levostranné torakotomii. Kardiostimulátor zcela zalitý v epoxidové pryskyřici se nacházel ve stěně břišní. Poháněn nikl-kadmiovou baterií vydržel první implantát jen 8 hodin z důvodu poškození součástek při katetrizaci. Druhý den ráno byl implantován druhý exemplář, který již vydržel celý týden. Poté se náhle amplituda impulsů snížila, nejspíše v důsledku zlomeného vedení elektrod.

Kardiostimulátor generoval pulsy o amplitudě 2 V a šířce 1,5 ms. Rychlost impulsů byla konstantní v rozsahu od 70 do 80 impulsů za minutu. Spotřeba energie byla minimalizována díky použitým, nově vyvinutým, silikonovým tranzistorům. Přístroj obsahoval dobíjecí nikl-kadmiovou baterii se dvěma sériově zapojenými 60 mAh články. Indukční dobíjení zajišťovala anténa, která byla stočená do kruhu o průměru zhruba 50mm a byla připojená ke článkům přes silikonovou diodu. Nabíjení baterie probíhalo skrze hrudník spárováním vnitřní antény spolu s velkou externí dobíjecí cívkou o průměru 25 cm. Externí cívka byla připevněna pomocí lepicí pásky. Frekvence dobíjecího proudu byla 150 kHz a dobítí kardiostimulátoru se provádělo jednou týdně po dobu dvanácti hodin. Průměr celého přístroje byl přibližně 55 mm a šířka 16 mm (obr. 1-7).

Arne Larsson přežil jak kardiochirurga Åkea Senninga (o jeden rok), tak vynálezce Runeho Elmqvista (o 5 let), kteří mu zachránili život. Zemřel 28. prosince 2001 a za jeho život mu vyměnili pět systémů vedení elektrod a dvaadvacet impulzních generátorů (kardiostimulátorů) jedenácti různých modelů. Příčinou smrti byl zhoubný nádor, který nijak nesouvisel s jeho kardiostimulátorem nebo poruchou převodního systému srdečního.

[6], [12], [13]



Obr. 1-7: První prototyp implantovaného kardiostimulátoru a jeho replika

1958-1959: Indukčně spárované kardiostimulátory

Jiní vynálezci šli odlišnou cestou k vývoji implantabilního kardiostimulátoru: indukční spárování (obr. 1-8). Pár elektrod přišitý k epikardu byl připojený k cívce tvořící anténu. Ta se nacházela v podkoží. Anténa byla indukčně spárována spolu s externí cívkou přilepenou k tělu pacienta. Tato externí cívka byla připojena k tranzistorovému generátoru pulsů, který byl napájen z vnější baterie. Vnitřní baterie tedy nebylo třeba. Implantoval se buď jen minimální, nebo dokonce žádný elektrický obvod. Elektronické komponenty, tou dobou relativně poruchové, se tedy nacházely mimo tělo.

Glenn, Mauro, Longo, Laviates a Mackay využili techniku radiofrekvenčního oscilátoru. Pozdější verze tohoto systému obsahovala trojitou spirálu, silikonově izolovanou endokardiální elektrodu a ovládání rychlosti stimulace pomocí vnějšího knoflíku, kterým mohl pacient sám otáčet. Síňová stimulace tímto přístrojem se používala až do roku 1969.

Indukčně spárované kardiostimulátory se ukázaly jako velmi úspěšné v několika stovkách případů s mírou přežití více jak 10 let. Nevýhodou však bylo nebezpečí vzniku bradykardie či synkopy při odstranění externí cívkou např. v případě koupele pacienta. Tato zařízení byla používána (především v Briminghamském (UK) regionu) až do let sedmdesátých. Někteří pacienti starší generace mají cívkou voperované dodnes. Vyráběla je továrna Lucas, známá spíše výrobou auto-moto elektroniky (později převzata firmou Bosch).

Kardiostimulátor na obr. 1-8 vlevo byl za dobu od roku 1964 do r. 1968 použit pro čtrnáct pacientů v Univerzitní nemocnici v Tokiu. Uvádí se průměrná doba životnosti kardiostimulátoru 40 měsíců.

[6], [14]

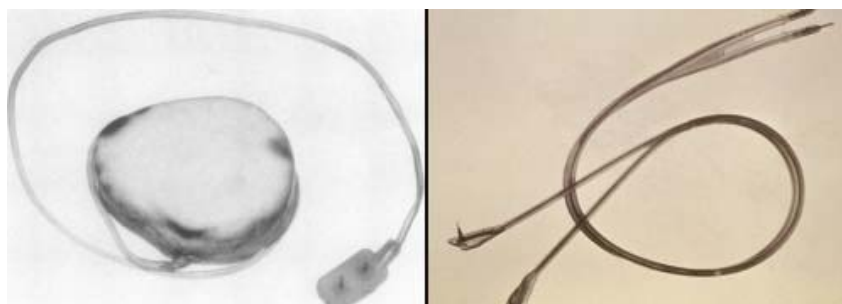


Obr. 1-8: *Vlevo: A – Externí generátor pulzů, B – Externí cívka, C – Vnitřní cívka, D – Elektrody; Vpravo: Abramsův-Lucasův KSM z roku 1960: A – Epikardiální elektrody připojené k vnitřní cívce, B – Vnější cívka, C – Vnější generátor pulzů*

1959: Hunterova – Rothova elektroda

Samuel Hunter, profesor chirurgie v „St. Paul“, a Norman Roth, vedoucí inženýr firmy Medtronic, 4. dubna 1959 implantovali ocelovou, nerezovou elektrodu (obr. 1-9) ke stimulaci pacienta trpícího poinfarktovým kompletním blokem srdečním. Vedení elektrody tvořil pár ocelových vodičů izolovaných v silikonové pryži.

[6]

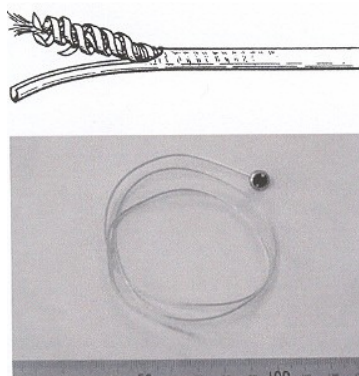


Obr. 1-9: *Hunterovy – Rothovy elektrody*

1959: Vedení elektrod Elema – Ericsson

Roku 1959 vyrobily společnosti Elema Schonander a Ericsson nové vedení elektrod (obr. 1-10). Bylo tvořeno z nerezové oceli, polyesterového pletence a izolované měkkým polyethylenem. Odolnost byla odhadnuta na více jak 184 miliónů cyklů ohybů, a tedy výdrž zhruba šest let. Unipolární, epikardiální stimulační elektrodu tvořil platinový disk o průměru 8 mm. Zadní část byla zaizolována.

[6]



Obr. 1-10: Elektroda Elema – Ericsson

1959 - 1960: Elema Schonander - ES

Dobíjecí kardiostimulátor Elema 135 (obr. 1-11) byl úspěšně implantován ve Stockholmu (1959), v Uruguayi (únor 1960) a v Anglii (březen 1960). Tyto kardiostimulátory, považované za velmi drahou službu pro prominenty, měly jen malou komerční hodnotu. Vnější dobíjecí systém se ukázal jako příliš komplikovaný zejména pro starší pacienty. Přístroj byl vnímán jako neperspektivní a společnost ES nikdy nevyplnila přihlášku na patentový úřad.

Elmqvist zkonstruoval kardiostimulátor Elema 137 v roce 1960. Jako zdroj energie byly použity Rubenovy – Malloryho zinko-rtuťové články, které eliminovaly nutnost periodického nabíjení, jak tomu bylo v předešlém případě při použití nikl-kadmiového článku.

[6]



Obr. 1-11: Elema 135

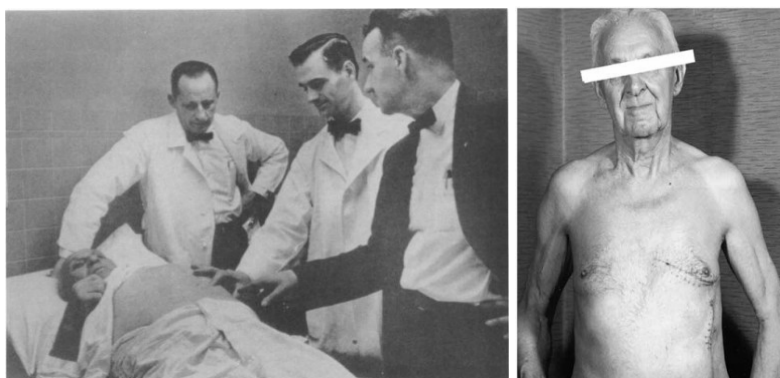
1960: První dlouhodobá korekce kompletní blokády srdeční

Podobně jako penicilín, také kardiostimulátor vděčí za svůj objev náhodě. Elektroinženýr Wilson Greatbatch, učitel na „University of Buffalo“, kde pracoval na oscilátoru a pomáhal zaznamenávat tachykardie. Náhodou přišel na způsob jak zkonstruovat implantabilní kardiostimulátor. Greatbatch, hluboce věřící muž, popisuje tuto událost těmito slovy: „Nebyla to náhoda, Pán pracoval skrze mě... Oscilátor vyžadoval rezistor o hodnotě 10 kΩ na vstupu do báze tranzistoru. Sáhl jsem do mé krabice s rezistory a vytáhl odpor, u kterého jsem špatně přečetl označení. Dostal jsem tak omylem rezistor o hodnotě 1 MΩ.“ Poté co odpor připojil, začal obvod vydávat pulsy o šířce 1,8 ms a pauze 1 s mezi nimi. V této pauze byl tranzistor odpojen a prakticky neodebíral žádný proud. "Nevěřicně

jsem na to zíral." vzpomíná Greatbatch na to, jak si okamžitě uvědomil, že by se takto malé zařízení dalo použít k pohonu lidského srdce. Dlouho ale nemohl najít chirurga, který by v jeho myšlenku věřil.

Dr. William Chardack byl v tu dobu vedoucím oddělení chirurgie na „Buffalo’s Veteran’s Hospital“. Greatbatch našel v Dr. Chardackovi chirurga, který věřil v použitelnost implantabilních kardiostimulátorů. Během prvních dvou let probíhalo testování na zvířatech. Dr. Chardack spolu s Greatbatchem provedli první úspěšný pokus – vyoperované psí srdce propojili dráty s miniaturním zařízením (generátorem impulsů) a srdce dále bilo. Wilson Greatbatch si do deníku poznamenal: „Pochybuji, že ještě někdy zažiji takovou euforii, jako tehdy, když přede mnou bilo srdce, napojené na dvoupalcový strojek mé výroby.“ K oběma vědcům se připojil ještě doktor Andrew Gage, a společně vytvořili tzv. „motýlkové trio“ (nosili motýlky místo kravat údajně proto, aby jim nepřekážely v práci a děti jim za ně netahali tak jako za kravaty). V roce 1959 Greatbatch tento kardiostimulátor patentoval. William Chardack uvedl první úspěch na člověku v roce 1960. Implantace byla provedena 77letému muži s kompletní blokádou srdeční v červnu 1960 (obr. 1-12). Pacient přežil dva roky bez komplikací, než zemřel přirozenou cestou. O rok později už tým hlásil 15 úspěšných operací. Greatbatch později pro napájení kardiostimulátorů vyvinul nerezovou lithium-jódovou baterii s dlouhou životností, která se od sedmdesátých let 20. století stala standardem.

[6], [15], [16]



Obr. 1-12: *Vlevo: „Motýlkové trio“. Vpravo: první pacient po implantaci*

Na začátku let šedesátých

Kritickým problémem 60. let byla nespolehlivost kardiostimulátorů. Nepočítáme-li četná selhání generátoru z důvodu nepředpokládané poruchy části obvodů či elektrického zkratu při průsaku tělních tekutin, byla limitujícím faktorem životnost baterie. Výrobce baterie sice teoreticky předpovídal životnost 5 let, ale v praxi všeobecně byla pozorována praktická životnost v průměru 9–18 měsíců. Řada reimplantací byla prováděna akutně až při známkách dysfunkce kardiostimulátoru a recidivě synkopy. Další nevýhodou zinko-rtuťové baterie bylo, že při vybíjení docházelo k uvolňování plynu jako vedlejšího produktu. Z toho důvodu generátor nemohl být hermeticky izolován od tělních tekutin.

První kardiostimulátory byly schopny vydávat impulzy v pravidelných, předem stanovených intervalech bez ohledu na vlastní srdeční činnost. V novodobé klasifikaci by se označily jako V00. Tehdy byla stimulace nazvána „asynchronní“ neboli „fixed rate“. Energetický výdej pacemakeru

byl mnohonásobně vyšší, než bylo ve skutečnosti potřeba. Běžně používanou elektrodou počátku 60. let byla dvojice ocelových stočených drátů krytých teflonem. Nespolehlivost elektrod byla výrazná, jednalo se především o vysokou četnost fraktury elektrody, která na některých pracovištích přesahovala i 50 % sledovaných případů. Tyto technické problémy způsobily zpoždění širšího nasazení kardiostimulátorů na několik let.

Zollův model (obr. 1-13) z r. 1961. Roku 1962 byla vyvinuta Parsonnetem (US) spolu s jeho kolegy a Ekstromem s kolegy (Švédsko), technika vložení permanentních bipolárních elektrod skrze žilu. [6], [13]



Obr. 1-13: Zollův model kardiostimulátoru

Střed let šedesátých

Epikardiální vedení elektrod bylo nahrazeno vedením skrze žilu. Kardiostimulátory a jejich vodiče mohly být implantovány bez torakotomie a celkové anestezie. Kardiostimulátory typu „Demand“ byly vyvinuty k rozpoznání vlastní srdeční aktivity, a tak stimulovaly jen v případě nutnosti.

Úzká spolupráce techniků, lékařů a pacientů byla základem pro silný růst tohoto významného celosvětového průmyslu. Vždyť od roku 1960 bylo implantováno více než dva milióny kardiostimulátorů.

Některé události:

- Zoll založil firmu Electrodyne a pokračoval ve vyvíjení kardiostimulátorů.
- Earl Bakken (spoluzakladatel „Medtronic Inc.“), začal vyrábět Chardackovy-Greatbatchovy kardiostimulátory.
- Wilson Greatbatch, po nějaké době práce v Medtronic, založil vlastní společnost („Wilson Greatbatch Ltd.“) a přesvědčil průmysl ke změně bateriových článků ze rtuťových na lithium-jódové.
- Společnost Elema Schonander, pro kterou pracoval Rune Elmqvist, se stala Siemens-Elema v roce 1974. Siemens poté získal společnost Pacesetter v r. 1985 a zkombinoval je na Siemens-Pacesetter. Tuto společnost poté získala „St. Jude Medical“ v r. 1994.

[6]

70. léta

Objevují se nové modely elektrod, se zpětnými háčky („tined“) a následně i elektrody s aktivní fixací šroubováním („screw-in“).

V Americe roku 1972 implantoval Parsonnet s kolegy radioisotopní kardiostimulátor. Očekávalo se, že životnost těchto zařízení bude 20 let. Nakonec se od této technologie upustilo díky použitým nebezpečným radioaktivním materiálům a také s tím spojenou rozsáhlou administrativou.

Lithium-jódová baterie postupně nahrazuje do té doby používané rtuťové oxid-zinkové baterie, což způsobilo značný nárůst životnosti kardiostimulátorů. Titanové pouzdro uzavírající baterii s obvody nahradilo epoxidovou pryskyřici a silikonovou pryž.

V polovině 70. let umožňovaly kardiostimulátory neinvazivní programování. Pomocí radiofrekvenční telemetrické linky mohla být nastavena většina stimulačních parametrů podle klinických požadavků pacienta. Díky speciálním filtrům jsou nové kardiostimulátory lépe odstíněny od okolí a je minimalizována elektromagnetická interference. To umožňuje pacientům bez obav používat mikrovlnné trouby a jiné domácí elektronické přístroje. V roce 1974 byl na čtyři roky starém podkladu Nicholase P. D. Smytha vytvořen 3písmenný kód (tzv. ICHD-kód – Inter-Society Commission for Heart Disease Code) podle třech základních informací: o dutině, v které probíhá stimulace (V = komora, A = síň, D = obě), dutině, jejíž vlastní depolarizace je vnímána (V = komora, A = síň, D = obě, 0 = žádná) a jak vnímání ovlivňuje stimulační vzorec (I = inhibice, T = spuštění, 0 = nic).

Na konci 70. let bylo vyvinuto dvoukomorové zařízení ke stimulaci a snímání obou síní a komor. Synchronizované časování těchto kardiostimulátorů umožnilo zachovat objemový příspěvek síní, k naplnění komor. A stejně tak rozpoznávalo vlastní síňovou aktivitu. V roce 1978 několik výrobců uvedlo na trh multiprogramovatelné přístroje (definované jako přístroje s možností nezávislé programace minimálně třech parametrů, v dnešní terminologii označované jako VVI,M, resp. DDD,M). V popředí pozornosti stála řada přístrojů Cyberlith firmy Intermedics, Inc. s možností nastavení 15 různých stimulačních frekvencí, 14 různých stimulačních výdeřů a 7 hodnot senzitivity.

[6], [13]



Obr. 1-14: Kardiostimulátory ze 70. let

80. léta

V roce 1983 vyvinula firma Medtronic elektrody s postupným uvolňováním steroidu („steroid-eluting“). Špičky elektrod byly napuštěné v těchto steroidech, které snižovaly zánětlivou reakci způsobenou přítomností cizího tělesa. Navíc se takto potlačoval nechtěný růst napěťového prahu pro stimulaci a tím bylo zajištěno bezpečí pacienta. Tato metoda se používá dodnes.

V polovině 80. let byly navrženy kardiostimulátory regulující rychlost stimulace. Miniaturní pohybový senzor (piezoelektrický krystal připojený na vnitřní stranu pouzdra generátoru) uvnitř přístroje vyhodnocoval pacientovu pohybovou aktivitu. Signál ze senzoru byl vyfiltrován a použit pro algoritmus výpočtu, který měnil stimulační rychlost v závislosti na pohybové aktivitě pacienta. Později se vyvinuly další typy senzorů, jako např. hemodynamický, který lépe korespondoval s psychickou zátěží.

Zavedením nových funkcí doznala klasifikace generátorů dalších změn. V roce 1981 byl vytvořen nový 5písmenný ICHD kód. Později roku 1984 byl schválen specifický kód NASPE a v roce 1987 rozšířen a upraven na generický kód označovaný NASPE/BPEG. Tento konsenzus amerických a evropských doporučení byl dále upravován a je používán až do současnosti pod označením NBG (více kapitola 3.1).

[6], [13]



Obr. 1-15: KSM z let osmdesátých

90. léta

Objevují se mikroprocesorové kardiostimulátory. Stávají se velmi složitými zařízeními umožňujícími detekci a ukládání událostí využívající přitom několika algoritmů. Přinášejí terapii a automatickou modifikaci vnitřních stimulačních parametrů způsobem odpovídajícím potřebám pacienta. Např. automatická změna rychlosti stimulace v závislosti na aktivitě pacienta.

[6]



Obr. 1-16: *Kardiostimulátory z 90. let*

Rok 2000 a dál

Je uvedena biventrikulární stimulace pro onemocnění srdeční insuficiencí. Zavedením speciální elektrody do některé z větví koronárního sinu na povrchu levé komory, implantací druhé elektrody do dutiny pravé komory a třetí elektrody do ouška pravé síně. Pravá komora se, pomocí standardní elektrody, stimuluje zároveň spolu s levou komorou pro dosažení synchronizace kontrakcí mezi septem levé komory a postranní stěnou levé komory. Klinické studie a zkušenosti z mnoha center prokázaly, že tato resynchronizační léčba přináší skutečné zlepšení stavu u většiny nemocných a pozitivně ovlivňuje mortalitu.

Kardiostimulátory nyní mohou posílat data na dálku pomocí telefonu, centrály a internetu.
[6], [17]



Obr. 1-17: *Současná zařízení*

2 Základy fyziologie srdeční činnosti

2.1 Funkční anatomie srdce

Srdce je v podstatě mimořádně výkonná mechanická pumpa, která rozvádí krev. Využívá sání (podtlak) i vypuzování (přetlak). Přerušení krevního oběhu znamená smrtelné nebezpečí. Několikasekundové přerušení vede ke ztrátě vědomí, zástava srdce na dobu delší jak dvě minuty způsobuje odumírání mozku a bez další nápravy vede ke smrti celkové.

Srdce je uloženo v prostoru středohrudí, tedy v hrudníku mezi plícemi, hrudní kostí (sternum) a bránicí (obr. 2-1). U člověka se nachází asi ze 2/3 vlevo.



Obr. 2-1: Poloha srdce v těle

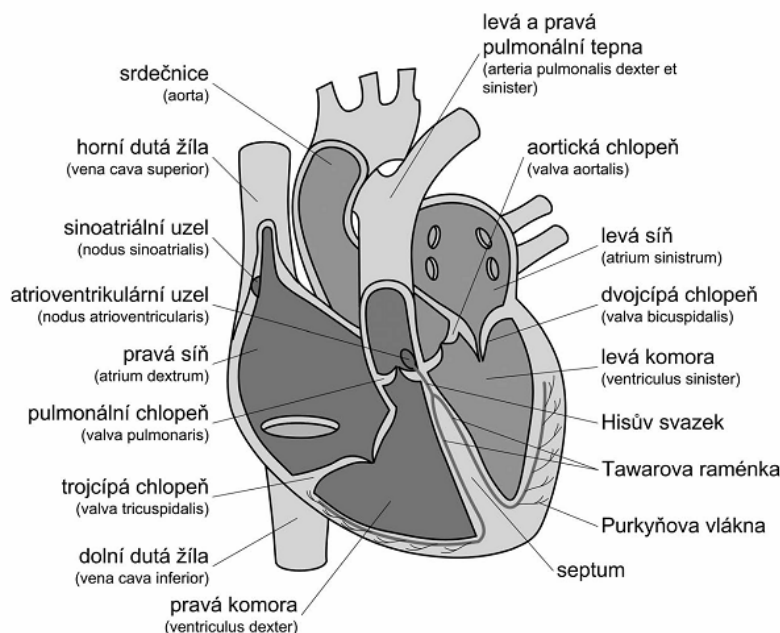
Srdce se skládá ze dvou jednotek – pravé a levé. Každá jednotka je tvořena síní a komorou (obr. 2-2). Ty jsou od sebe odděleny cípátými chlopněmi, které zároveň zajišťují usměrněný tok krve ze síní do komor. Chlopeň trojcípá je vpravo a dvojčípá vlevo. Komory jsou odděleny od velkých tepen (plícnice a aorty) pomocí poloměsíčitých chlopní. Krev ze žil je čerpána skrze pravou síň do pravé komory a odtud do plic. Plícnímu oběhu se také říká oběh malý. V plicích se krev nasytí kyslíkem a plícními žilami přitéká do levé síně. Odtud do levé komory a z ní je vypuzována do aorty – tělního oběhu, též nazývaného oběh velký. Tlak v aortě je pětikrát vyšší než tlak v plícnici, avšak plícní řečiště je malé a proto minutový objem krve (výdej) je v obou stejný.

Srdeční svalovina je podobná svalu kosternímu i hladkému. Je příčně pruhovaná jako svalstvo kosterní a buňky svalu jsou vzájemně propojeny podobně jako u svalů hladkých. Toto „pospojování“ je významné pro šíření elektrických vzruchů. Funkční celek se nazývá soubuní neboli syncytium. Svalová vlákna myokardu jsou spirálovitě obtočena kolem síní a komor, což umožňuje jejich účinné stahy. Srdeční sval nelze ovládat vůlí.

Stěna srdeční se skládá ze tří vrstev:

1. **Vnitřní vrstva** – endokard – lesklá blána.
2. **Střední vrstva** – myokard – srdeční svalovina. Nejmhutnější je v levé komoře.
 - **Pracovní svalovina** – provádí srdeční cyklus (systola, diastola).
 - **Vodivá svalovina** – zajišťuje srdeční automacii a koordinaci stahů síní a komor.
3. **Zevní vrstva** – epikard – pokrývá srdeční sval.

Myokard má čtyři charakteristické vlastnosti: dráždivost, vodivost, automacii a stažlivost. [18], [19], [20], [21], [22]



Obr. 2-2: Anatomická stavba srdce

2.2 Vznik a šíření vzruchů v srdci

2.2.1 Akční potenciál buňky srdečního svalu – dráždivost

Dráždivost srdečního svalu spočívá podobně jako u kosterního svalu nebo neuronu v existenci klidového tzv. membránového napětí. Toto napětí se pohybuje mezi -70 až -80 mV (vnitřek negativní proti okolí), které se po dostatečně silném podnětu změní na akční potenciál (obr. 2-3), jenž zodpovídá za zahájení kontrakce.

Akční potenciál neboli elektrické podráždění buňky srdečního svalu se od akčního potenciálu nervové buňky či buňky kosterního svalstva liší svým typickým plató (rovina, plošina), fází, která je podkladem dočasné ztráty dráždivosti – refrakterity.

Zatímco u elektrického podráždění nervové buňky lze rozlišit čtyři základní fáze, u srdečních svalových buněk lze tento děj rozdělit do fází pěti:

1. Depolarizace
2. Transpolarizace
3. Plató
4. Repolarizace
5. Obnovení klidového stavu

V klidu je polarizace membránového napětí jednotlivých buněk srdečního svalu podmíněna rozdílnou koncentrací sodíkových a draslíkových iontů uvnitř a vně buňky. Koncentrace draslíkových iontů K^+ v buňce (intracelulárně) je asi 30tinásobně vyšší než vně buňky

(extracelulárně). Naopak extracelulárně převažují ionty sodíkové Na^+ . Stejně jako v ostatních vzrušivých tkáních ovlivňují změny extracelulární koncentrace K^+ klidový membránový potenciál srdečního svalu a změny vnější koncentrace Na^+ ovlivňují velikost akčního potenciálu. Kromě rychlých sodíkových a draslíkových kanálů se při akčním potenciálu buňky srdečního svalu uplatňuje také tzv. pomalý kanál vápníkový (kalciová elektrogenéze).

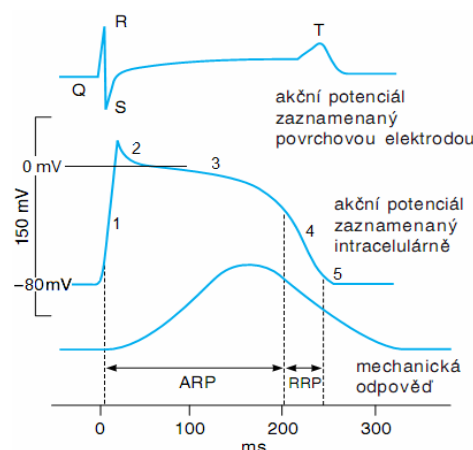
Počáteční rychlá depolarizace a překmit (fáze 1 na obrázku 2-3) jsou, podobně jako v nervu a kosterním svalu, způsobeny otevřením Na^+ kanálů (ovládaných napětím), při membránovém potenciálu -70 až -80 mV. Následkem toho tyto kationty Na^+ proudí do buňky. Dále se membránové napětí prudce snižuje, propustnost membrány pro kationty Na^+ se zastaví a naopak začne klesat, dochází k transpolarizaci (fáze 2). Snižování membránového napětí směrem k 0 mV je urychleno tokem draslíkových kationů K^+ ven z buňky. Proti tomu působí pomalý kanál vápníkový (Ca^{2+}), otevírající se při membránovém napětí -30 až -40 mV, který vyvolává fázi plató (fáze 3). V této fázi je další pokles membránového napětí značně zpomalen. Repolarizace (fáze 4) na klidový potenciál buňky srdečního svalu (fáze 5) je urychlena ustáváním toku vápníkových kationtů Ca^{2+} do buňky a vytékáním K^+ různými druhy draslíkových kanálů.

Srdeční sval je během fází 1–3 a poloviny fáze 4 (do dosažení membránového potenciálu -50 mV během repolarizace) v absolutní refrakterní fázi (ARP) a nemůže být proto znovu excitován dalšími podněty (obr. 2-3). Relativně refrakterní (RRP) zůstává do fáze 4. Je to tedy bezpečnostní opatření, díky kterému je srdeční sval chráněn před dalšími vzruchy, které by narušovaly pravidelný srdeční rytmus a srdce je tak neschopno vyvinout tetanický stah jaký lze vidět v kosterním svalu. Tetanizace srdečního svalu by měla za následek smrt.

- **Absolutní refrakterní fáze:** buňky nelze v této době podráždit jakkoliv silným podnětem.
- **Relativní refrakterní fáze:** buňky lze podráždit pouze nadprahovým podnětem. Tato fáze končí zhruba s koncem vlny T.

Velmi pomalá repolarizace (fáze 4) v srdci savců trvá i více než 200 ms, přitom depolarizace jen asi 2 ms. Celková doba trvání akčního potenciálu buňky srdečního svalu je i stokrát delší než u nervové buňky a to 200 až 400 ms. Kontrakce srdečního svalu neboli mechanická odpověď začíná těsně po začátku depolarizace a trvá přibližně 1,5krát déle než akční potenciál (obr. 2-3).

[18], [19], [23], [24]



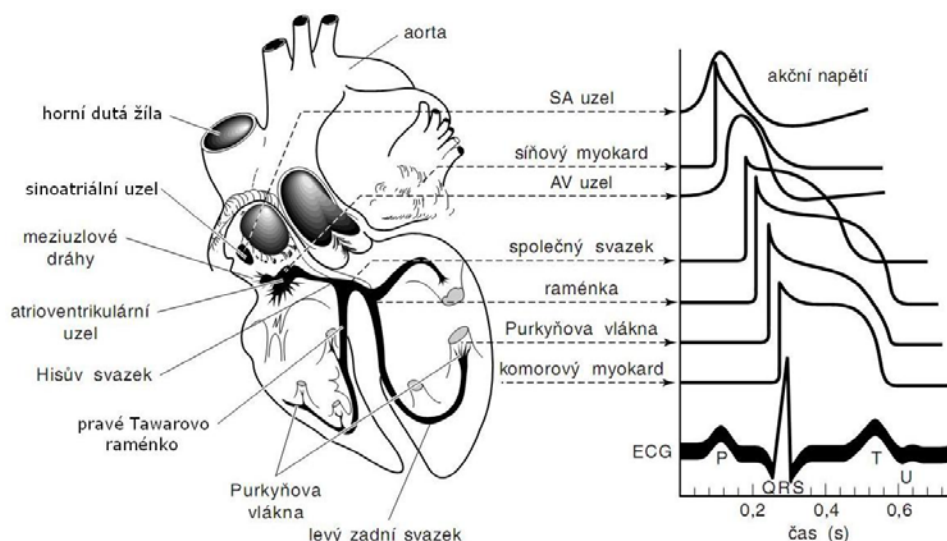
Obr. 2-3: Akční potenciály a mechanická odpověď vlákna savčího srdečního svalu. ARP – absolutní refrakterní fáze, RRP – relativní refrakterní fáze

2.2.2 Převodní systém srdeční - vodivost a schopnost automacie

Svalová vlákna myokardu nemají oproti svalstvu kosternímu neuromuskulární ploténky. K jejich dráždění dochází prostřednictvím lokálních proudů, šířících se celým myokardem. Vzruch, který se šíří po celém srdci je vytvářen ve zvláštní srdeční svalovině – v převodním systému. Převodní soustava (obr. 2-4) je tvořena sinoatriálním (SA) uzlem, síňovými meziuzlovými dráhami, atrioventrikulárním (AV) uzlem, Hisovým svazkem s jeho větvením a Purkyňovým systémem.

Na rozdíl od ostatních buněk srdečního svalu mají buňky převodní soustavy nízký obsah myofibril a vysoký obsah glykogenu. Funkčně jsou buňky převodního systému obdařeny tzv. automacií – schopností rytmicky vytvářet vzruchy. Tato schopnost vodivé svaloviny je dána tím, že na rozdíl od normálních pracovních buněk, neudrží buňky převodního systému klidové membránové napětí trvale. Ke tvorbě vzruchu dojde při poklesu napětí na kritickou hodnotu prahu dráždivosti (-70 až -80 mV). Srdce díky tomu nepřestává tepat, ani když jsou přerušeny všechny k němu vedoucí nervy. Dokonce i když je rozřezáno na kousky, tak tyto kousky stále tepou.

Za normálních okolností vzniká vzruch nejdříve v nejrychlejšímu centru automacie, v asi 15 mm velkém shluku automatických buněk, sinusovém uzlu. Ten se nachází na rozhraní vstupu horní duté žíly do pravé síně. SA uzel je tedy přirozený udavatel rytmu, srdeční pacemaker a frekvence jeho vzruchů určuje frekvenci srdečních stahů. Takto určená tepová frekvence je v klidu asi 70 tepů/min. V dalším, atrioventrikulárním uzlu umístěném v pravé síni na rozhraní síně a komory, už je frekvence vzniku podráždění podstatně nižší. AV uzel funguje jako transformační stanice, která filtruje přicházející vzruchy shora, propouští jen některé a tím snižuje jejich frekvenci. Díky tomu se komory nezahltí nadměrnou frekvencí vzruchů. V oblasti atrioventrikulárních chlopní se nachází izolační bariéra z fibrózní tkáně, která zde způsobuje sníženou elektrickou vodivost myokardu. Tato bariéra zabráňuje přímému přenosu podráždění ze síní na komory. Naopak, snadnou cestu pro šíření akčního potenciálu představuje Hisův svazek, vybíhající komorovou přepážkou (septem) z AV uzlu. Ten se vidlicově rozděluje na dvě Tawarova raménka (levé a pravé). Z nich se podráždění dále šíří do poslední části, Purkyňových vláken. Odtud se již vzruch předává do srdečního svalu.



Obr. 2-4: Převodní soustava srdce

Zpomalování frekvence srdeční automacie shora od sinusového uzlu do Purkyňových vláken má hluboký význam pro zachování fyziologických poměrů optimálního šíření srdečního vzruchu po síních a komorách. Je-li šíření vzruchu kdekoli v oblasti vodivého srdečního systému přerušeno, uplatňuje se jako centrum automacie nejbližší nižší část vodivého systému. To je podstatou onemocnění tzv. srdeční bloádou. Při poklesu srdeční frekvence na velmi nízkou hodnotu klesá minutový objem srdeční a je třeba použít umělého udavače kroku – kardiostimulátoru, který je generátorem vzruchů a elektroda umístěna v některé srdeční dutině obchází vodivý systém, je vlastně jeho protézou (náhradou). Po nadprahovém podráždění se srdeční sval stáhne vždy plnou intenzitou. Platí pravidlo: vše nebo nic.

[18], [19], [23]

Tkáň	Rychlost vedení (m/s)
SA uzel	0,05
Síňové dráhy	1
AV uzel	0,05
Hisův svazek	1
Purkyňova vlákna	4
Svalovina komor	1

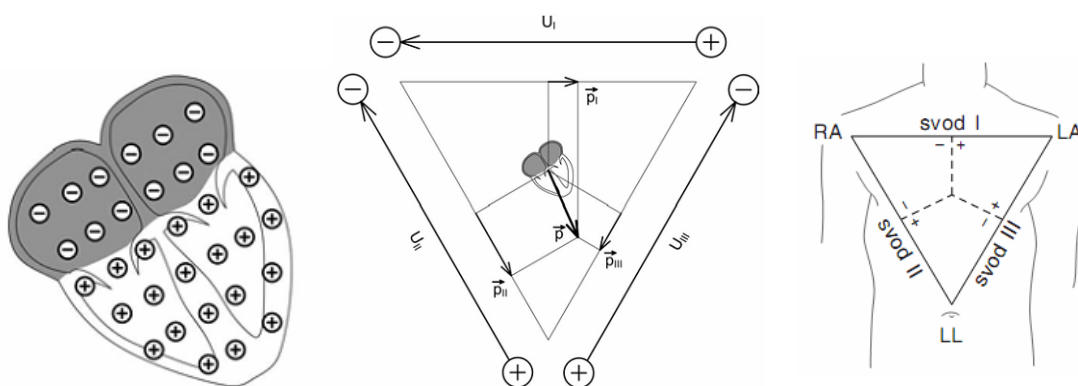
Tab. 2-1: Rychlost vedení vzruchu v srdeční tkáni

2.2.3 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) je záznam napěťových změn během srdečního cyklu. Tyto napěťové změny jsou způsobovány depolarizací srdečního svalu. Tělesné tekutiny mají dobré vodivé vlastnosti, lidské tělo tedy lze považovat za objemový vodič a srdce za generátor elektrického pole. Proto změny napětí, které jsou algebraickým součtem akčních potenciálů srdečních vláken, se mohou po zesílení snímat nejen přímo ze srdce ale i z povrchu těla.

Ta část srdečního svalu, ve které probíhá depolarizace, se stává elektricky negativní oproti tkáni klidově polarizované. Rozhraní mezi těmito částmi tak vytváří dipól neboli vektor orientovaný od tkáně depolarizované (-) k polarizované (+) (obr. 2-5). Úhrnný vektor, elektrická osa srdeční, vzniká v srdci součtem všech dílčích vektorů. Tento vektor reprezentuje srdeční elementární elektrický dipól, jehož projekci lze vidět v tzv. Einthovenově trojúhelníku (obr. 2-5). Tento rovnostranný trojúhelník lze aproximovat umístěním elektrod na obě paže a levou dolní končetinu, přičemž srdce se nachází v jeho středu. Takto umístěné končetinové svody tvoří vrcholy Einthovenova trojúhelníku a jsou v elektrokardiografii standardně užívané. Součet napětí ve vrcholech rovnostranného trojúhelníka se zdrojem proudu v jeho středu, je v objemovém vodiči vždy roven nule. EKG lze měřit buď pomocí aktivní neboli explorativní elektrody s indifferenční elektrodou na nulovém napětí (unipolární snímání) nebo pomocí dvou aktivních elektrod (bipolární snímání). Připojením těchto svodů ke společné svorce se získá indifferenční elektroda, která zůstává na přibližně nulovém napětí. Depolarizace šířící se v objemovém vodiči směrem k aktivní elektrodě vytváří pozitivní výchylku, depolarizace pohybující se opačným směrem vytváří výchylku negativní. Více v kapitole 5.3.1 – str. 51: EKG.

[18], [19], [23]



Obr. 2-5: Vlevo: Srdeční dipól. Střed a vpravo: Einthovenův trojúhelník. RA – pravá paže, LA – levá paže, LL – levá noha. Srdeční dipól je reprezentován elektrickým dipólovým momentem \vec{p} (součet vektorů $\vec{p}_{I,II,III}$), což je vektor směřující od záporného náboje ke kladnému. $U_{I,II,III}$ reprezentují napětí mezi svody

2.3 Stažlivost

Srdeční akční potenciál se šíří z převodního systému do svaloviny. Z SA uzlíku do svaloviny síní, z dalších částí vodivého systému do svaloviny komor. V celém srdci se vzruch pohybuje od dutinové strany k povrchu. Převodní systém provádí postupnou depolarizaci srdce tak, aby následující stah byl maximálně účelný a efektivní. Synchronizuje tak účelné posunování krevního sloupce srdečními dutinami a pak vypuzení do velkých tepen (plícnice a aorty).

Tato synchronizovaná stažlivost (kontraktilita) umožňuje správnou mechanickou práci srdce. Kontraktilita je závislá na dvou různých, avšak spolu souvisejících jevech, které se různou měrou podílí na intenzitě a rychlosti zkracování (kontrakce) myokardiálních fibril (vláken):

- **Jev mechanický** – vyjádřený Frank-Starlingovým zákonem.
- **Jev biochemický** – označovaný jako inotropie, ovlivňuje humorálně i farmakologicky.

Faktory, které intenzitu stahu zvyšují, jsou pozitivně inotropní, a ty, které ji snižují, jsou negativně inotropní. Pozitivně inotropní je např. vliv sympatiku. Naopak negativně inotropní účinek má dráždění vagu a to zejména na sval síní, na komorách se projeví podstatně méně. Srdeční stažlivost je rovněž ovlivňována frekvencí a rytmem srdečním.

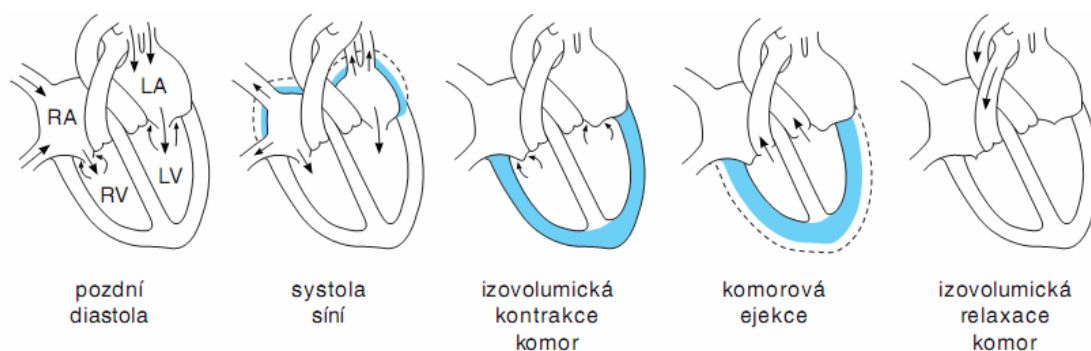
Mimo to je síla srdečních kontrakcí závislá na zatížení před stahem (preload, předtížení) a během stahu (afterload, dotížení). Takto je intenzita srdečního stahu přímo ovlivňována samoregulačně na podkladě tzv. Starlingova principu neboli Frankova-Starlingova zákona. Podle něj je intenzita srdečního stahu přímo úměrná předchozímu protažení srdečních vláken. Délka vláken je úměrná objemu na konci diastoly. Srdeční vlákna se tedy protáhnou tím více, čím více se srdeční dutiny naplní krví (velikost předtížení). Dalo by se to připodobnit gumě: čím více se guma natáhne, tím větší silou se po uvolnění smrští.

[18], [19], [23], [25]

2.4 Srdeční cyklus

Srdce ve své rytmické práci pulzní pumpy zastává funkci čerpadla a střídá dvě fáze: systolu s diastolou. Během systoly se srdeční oddíly stahují a vypuzují usměrněnou krev chlopněmi. Při diastole srdeční oddíly relaxují a plní se krví. Nejprve vždy dochází ke stahu síní, po něm a po krátké pauze následuje stah komor. Za normálních okolností objem komory ke konci diastoly určuje intenzitu následující systoly dle Starlingova zákona. Přibližně 70 % komorové náplně je dosaženo pasivně během diastoly. Systolou síní se do komor vžene dodatečné množství krve.

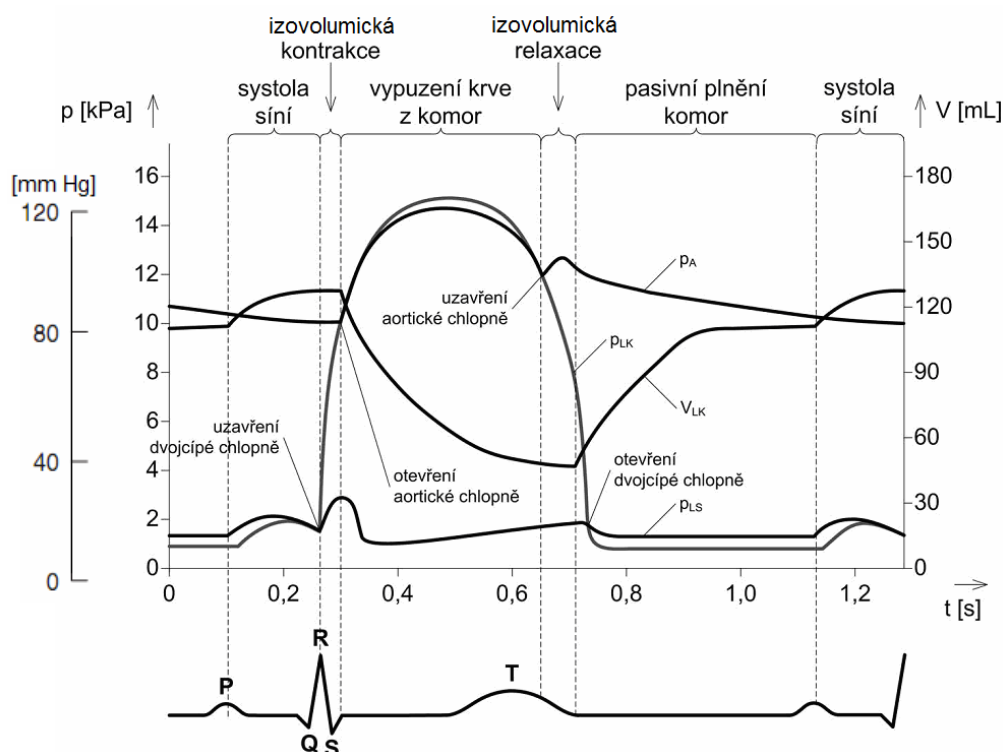
Při stahu komor se nejprve uzavírají AV chlopně (obr. 2-6), poté myokard tlačí krev v dutinách a nitrokomorový tlak tak prudce roste. Tato fáze se nazývá izovolumická (izometrická) komorová kontrakce (obr. 2-7). Trvá asi jen 0,05 s, do doby, než se díky přesáhnutí tlaku v komorách oproti tepnám (v aortě 80 mm Hg či 10,6 kPa a v plicnici 10 mm Hg) semilunární chlopně otevrou. AV chlopně se během izovolumické kontrakce vyklenují do síní a způsobují tím malý, ale strmý vzestup síňového tlaku. Fáze komorové ejekce začíná otevřením aortálních a pulmonálních chlopní. Zpočátku komorové ejekce je vypuzování krve rychlé a v dalším průběhu systoly se zpomaluje. Tlak v komorách stoupá k maximum a před ukončením systoly o něco klesá. Maximální tlak v levé komoře je kolem 120 mm Hg, v pravé komoře 25 mm Hg nebo méně.



Obr. 2-6: Tok krve v srdci a velkých cévách během srdečního cyklu. Kontrahující se části srdce jsou vyznačeny barevně. RA, LA – pravá a levá síň; RV, LV – pravá a levá komora

Časově je systola kratší než diastola: v klidu je to asi jedna třetina délky celého cyklu (např. při frekvenci 60 tepů/min. trvá systola 0,3 sekundy a diastola 0,7 s). Při zrychlování srdeční činnosti se více zkracuje doba diastoly. Proto při extrémně rychlé srdeční frekvenci klesá náplň komory v diastole a srdeční práce je neefektivní, srdeční minutový objem paradoxně klesá. U mladých, zdravých osob je efektivní zvýšení rychlosti srdečního cyklu při maximální tělesné námaze na 180-200 tepů/min. Ženy mají maximální srdeční frekvenci asi o deset tepů za minutu vyšší než muži (mají menší srdce). Tepový objem – krev vržená jedním stahem do oběhu, je v klidu 50 až 150 ml. Klidový minutový objem (výdej) trénovaného jedince je při klidové frekvenci 50 tepů/min a tepovém objemu 100 ml zhruba 5000 ml/min. Při zvýšení rychlosti srdeční činnosti maximálním zatížením se může minutový výdej zvýšit 5tinásobně i více. (tj. klidový minutový výdej 25 litrů/min).

[18], [19]



Obr. 2-7: Mechanická činnost srdce a elektrokardiogram. p_A – tlak v aortě, p_{LK} – tlak v levé komoře, V_{LK} – objem v levé komoře, p_{LS} – tlak v levé (i pravé) síni

2.5 Ejekční frakce levé komory (LVEF)

Důležitým ukazatelem výkonnosti srdce je ejekční frakce levé komory (LVEF). Vyjadřuje procentuální množství krve vržené do oběhu z celkového objemu komory.

$$LVEF = \frac{\text{Tepový objem} \times 100}{\text{Diastolický objem levé komory}} (\%) \quad (1.0)$$

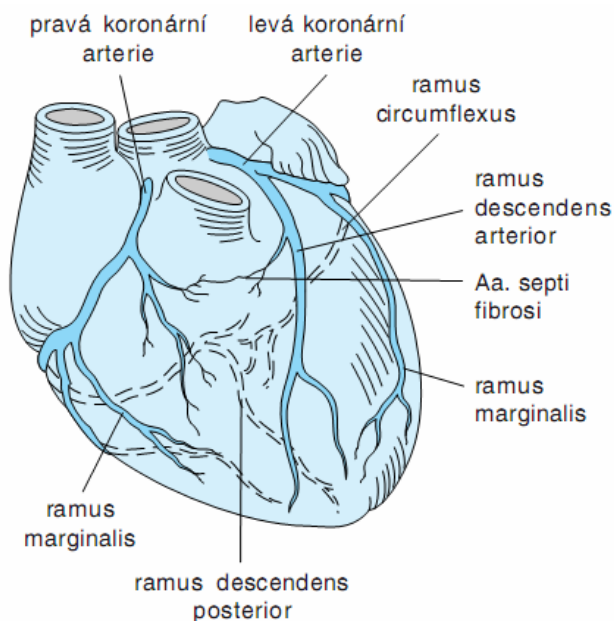
Za normálních okolností se pohybuje mezi 55-60 %. V praxi lze LVEF určit pomocí diagnostických metod: echokardiografie (ultrazvuk), přesnější metodou je radionuklidová ventrikulografie či přímo ventrikulografií – přímým nástřikem dutiny komory kontrastní látkou. Lze ji též vypočítat z hodnot na konci diastoly a na konci systoly. Používá se hlavně ejekční frakce levé komory nežli pravé. Zbytek krve po skončení systoly zůstává v dutině komory jako tzv. zbytkový objem (asi 50 ml), který naplňuje srdce krví. Tímto objemem jsou napínána srdeční vlákna a vlastně se tak určuje síla následujícího stahu podle Starlingova zákona. Díky tomu je srdeční práce dynamická, kdy se krevní sloupec posunuje dopředu, ale i statická (součin překonávaného tlaku a objemu). V klidu se na fázi dynamickou vynakládá pouze 1 % srdeční práce.

Klesající LVEF, znamená pokles efektivnosti srdeční práce a za patologických stavů (například u nemocných po srdečním infarktu) špatnou životní předpověď.

[18], [23]

2.6 Koronární oběh

K zásobení srdečního svalu slouží koronární oběh (obr. 2-8). Okysličená krev proudí do srdečního svalu skrze věnčité tepny, které odstupují z aorty těsně nad poloměsíčitou aortální chlopní. Okysličení probíhá hlavně ve fázi diastoly, kdy jsou srdeční dutiny ochablé a relaxovaný myokard se může dobře zásobit okysličenou krví.



Obr. 2-8: Koronární větve a jejich větvení

Mohutnější je levá koronární (věnčitá) tepna. Její kmen se větví na větev vedoucí po přední stěně komory, tzv. ramus descendens anterior a na větev probíhající mezi levou síní a komorou dozadu, tzv. ramus circumflexus. Pravá koronární (věnčitá) tepna není tak dimenzovaná. Na periférii mezi věnčitými tepnami probíhají vzájemné jemné spojky, tzv. kolaterály. Jestliže dojde k významnému zúžení tepen, otevírají se kolaterály nové, které mohou napomáhat zásobování srdečního svalu okysličenou krví.

Krev je po průchodu koronárním řečištěm zbavena kyslíku v podobné míře jako by prošla systémovým oběhem při maximální námaze. Je maximálně desaturovaná. Zásobení myokardu kyslíkem je tedy zcela závislé na průtoku krve koronárním oběhem, neboli spotřeba kyslíku je funkcí průtoku. Proto je náhlé přerušení průtoku ve věnčitých tepnách následováno odumřením tkáně jimi zásobované, což je podkladem pro klinický obraz srdečního infarktu (v rozvinutých zemích k němu vede ateroskleróza způsobená hypercholesterolémií – snižuje se průsvit koronární tepny).

[18], [23]

2.7 Energetické zajištění srdeční činnosti

Srdce nemůže bez nepřetržitého přísunu kyslíku pracovat. Rozdíl mezi poměrem velikosti srdce k tělu a spotřebou je markantní. Srdce při své váze zhruba jen 300 g, spotřebovává 15% veškeré energie. V klidu je spotřeba kyslíku oproti celku na jednotku hmotnosti asi dvacetinásobná a to zhruba 9 ml/100 g/min. Spotřeba O₂ srdcem závisí především na intramyokardiální tenzi, stažlivosti myokardu a srdeční frekvenci. Na spotřebu kyslíku za časovou jednotku má tedy vliv stimulace sympatikem. Zvyšuje se tedy jak počet stahů, tak rychlost i síla každého stahu a tomu úměrně roste spotřeba O₂. Tento efekt je však poněkud vyrovnáván zmenšením objemu na konci systoly.

Srdeční sval si nevybírá živiny, zužitkovává to, co je mu nabídnuto: volné mastné kyseliny (ty se podílejí na energetické nabídce nejvyšším podílem, přes 50 %), dále glukózu, ale i odpadové látky, jako například laktát a ketonové látky.

[18], [23]

2.8 Řízení srdeční frekvence

Nervové řízení

Nejvýznamnější řízení srdeční frekvence. Síňokomorový uzel je pod tonickým vlivem vegetativního nervového systému, který tak ovlivňuje rychlost tvorby vzruchů.

- **Parasympatická nervová vlákna**

Působí na srdeční činnost zpomalením srdeční frekvence, snížením síly kontrakce a snížením vzrušivosti myokardu. Účinek parasympatiku na srdeční sval je zprostředkován mediátorem acetylcholinem.

- **Sympatická nervová vlákna**

Zvyšují svou činnost při stresu a tedy i při lhaní. Působí na srdeční činnost zrychlením srdeční frekvence, zvýšením síly kontrakce a zvýšením vzrušivosti myokardu. Mediátorem sympatiku je noradrenalin.

- **Baroreceptorové reflexy**

Nacházejí se v oblouku aorty a snímají tlak krve. Při zvýšení tlaku krve je utlumen sympatikus, srdeční frekvence se sníží a tlak krve poklesne.

Humorální řízení

Katecholaminy, tedy adrenalin a noradrenalin, působí na srdce stejně jako sympatikus. Naopak acetylcholin působí na srdce jako parasympatikus. Glukagon zrychluje srdeční frekvenci a zvyšuje sílu kontrakcí, inzulin také zrychluje srdeční činnost. Progesteron naopak srdeční frekvenci zpomaluje.

Puls neboli průměrná srdeční frekvence za minutu, se mění zároveň s přibývajícím věkem.

[26]

3 Poruchy převodního systému, klinická indikace ke kardiostimulaci

3.1 Úvod

Při aplikaci trvalé kardiostimulace (TKS) a antitachykardických systémů musí být věnována pozornost celkovému zdravotnímu, emotivnímu a psychickému stavu pacienta, stejně jako specifickým poruchám srdečního rytmu, které vznikají při vlastní léčbě.

Všeobecně lze indikaci k trvalé kardiostimulaci rozdělit na tři hlavní skupiny:

- I. třída – arytmie, při kterých je všeobecný souhlas k implantaci kardiostimulátoru
- II. třída – arytmie, při kterých je rozdíl v názorech o nutnosti TKS. Zde je možný alternativní způsob léčby – farmakologický.
- III. třída – arytmie, které nejsou indikací k TKS

Indikaci k TKS nebo kardioverteru – defibrilátoru (ICD – „*Implantable Cardioverter – Defibrillator*“) u pacientů, ovlivňují i primární (nearytmické) faktory:

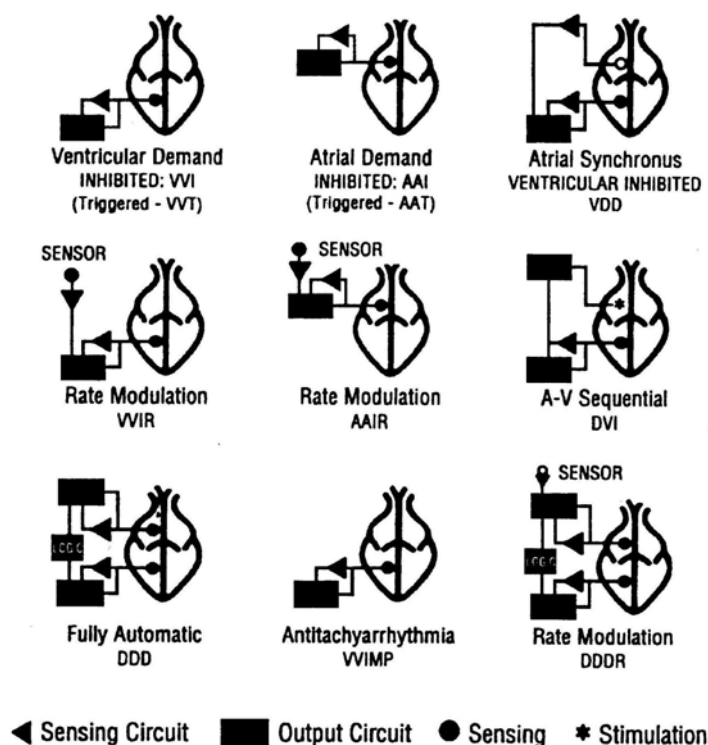
- Objektivní nález nemocného, který může limitovat indikaci k aplikaci TKS nebo ICD
- Prání nemocného obsluhovat dopravní prostředek
- Život v osamělosti a z toho vyplývající neschopnost zabezpečení lékařské pomoci
- Potřeba současné farmakologické léčby
- Významné cerebrovaskulární (mozkové) onemocnění
- Nevyhnutelná potřeba užívání léků, které mohou snižovat vlastní srdeční aktivitu

Rozvoj kardiostimulačních technologií si vyžádal nutnost standardizace stimulačních režimů. Režimy se původně označovaly trojmístným kódem, který byl zavedením multiprogramovatelných kardiostimulátorů brzy rozšířen o další dvě místa. Všeobecně se používá norma doporučená severoamerickou (NASPE – „*North American Society of Pacing and Electrophysiology*“) a britskou kardiologickou organizací (PBEG – „*British Pacing and Electrophysiology Group*“) ve zkratce NBG (tab. 3-1 a obr. 3-1).

[13], [27]

I	II	III	IV	V
Stimulovaná dutina	Senzorovaná dutina	Způsob odpovědi	Programabilita, frekvenční adaptabilita	Antitachykardická funkce
<i>Chamber paced</i>	<i>Chamber sensed</i>	<i>Response to sensing</i>	<i>Programmable functions</i>	<i>Antitachyarrhythmia functions</i>
V – komora A – síň D – obě dutiny 0 – žádná	V – komora A – síň D – obě dutiny 0 – žádná	T – spouštění I – inhibice D – oba způsoby 0 – žádný	P – jednoduché * M – multiprogramovatelný C – komunikující (telemetricky) R – frekvenční adaptabilita 0 – žádná	P – antitachyarytmická stimulace (pacing) S – elektrický výboj D – obě možnosti 0 – žádná

Tab. 3-1: Popis kódu NBG. Římské číslice vyjadřují pozici písmene. * pouze frekvence a amplituda pulsu



Obr. 3-1: Jednotlivé režimy používaných kardiostimulačních systémů

3.2 Poruchy srdečního rytmu – srdeční arytmie

Bradykardie – abnormálně pomalý srdeční rytmus

Srdeční rytmus může být nepravidelný nebo příliš pomalý. Tělo nemá dostatek kyslíku, zvláště během fyzické zátěže. Následkem může být točení hlavy, slabost nebo kolaps. Kardiostimulátor ve většině případů podpoří srdeční rytmus.

Tachykardie – abnormálně rychlý srdeční rytmus

Tachyarytmie postihuje lidi s poškozeným srdcem (často po infarktu myokardu, při zúžené věnčité tepně nebo při jiné srdeční chorobě). Supraventrikulární arytmie (síňová tachykardie, síňový flutter, fibrilace síní) a komorové arytmie (komorová tachykardie, flutter komor nebo fibrilace komor) jsou často spuštěny extrasystolou – přidatnou srdeční aktivací (stah srdce), která spadá mimo normální rytmus a která není vytvořena v sinusovém uzlu. V tomto případě se svalovina stáhne sama o sobě a to neobvyklým způsobem. Lidé se zdravým srdcem extrasystolu bez problémů zvládnou, ale když už je srdce poškozeno, nemusí být sinusový uzel schopen opět upravit normální rytmus.

Arytmie lze rozdělit do tří skupin:

1. Elektrické
2. Oběhové
3. Strukturální

[28], [29], [30]

3.2.1 Elektrické arytmie srdeční

Arytmie vznikající v horních dutinách srdečních – v síních

Fibrilace síní („Atrial fibrillation“ - AF)

Během AF dochází k rapidnímu nepravidelnému chvění síní. Srdeční rytmus (rozlišitelný v dolní části komor) je nepravidelný a velmi rychlý, někdy dokonce rychlejší než 200 úderů za minutu (normální rytmus je 60 – 100 úderů za minutu). Přestože AF není život ohrožující, může vést k jiným srdečním komplikacím, dušnosti, selhání srdeční činnosti nebo k mozkové příhodě. Riziko mozkové příhody je pro pacienty trpící AF 5tinásobně vyšší. Fibrilace síní může být jak pomalá arytmie (bradykardie), tak rychlá arytmie (tachykardie). V obou případech ale síně nejsou schopny čerpat krev. Množství krve v komorách se liší tep od tepu. Pokud nejsou při tachykardii komory dostatečně dobře plněny krví, pacient se rychle cítí špatně.

Síňový flutter („Atrial Flutter“ – AFL)

Síňový flutter je charakterizován rapidním srdečním rytmem, čímž je podobný AF. AFL je způsoben jedinou elektrickou vlnou, která velmi rychle cirkuluje v síni (obvykle v pravé síni) frekvencí okolo 300 za minutu. Vzruch krouží v síni po pravidelném okruhu kolem nevodivé struktury. Každý druhý až čtvrtý signál je převeden na komory. Síňová tachykardie může být výsledkem jak reentry okruhu (kroužení vzruchu po síni), tak abnormální spontánní tvorby signálu v tkáni síně.

Syndrom nemocného sinu („Sick Sinus Syndrome“ – SSS)

SSS není specifickou nemocí, ale je to skupina projevů či symptomů, které indikují, že přirozený udavatel rytmu SA uzel funguje nesprávně (je poškozen). Srdeční rytmus, při SSS, může být abnormálně pomalý (bradykardie), může selhávat jeho zrychlování spolu se vzrůstající aktivitou pacienta, nebo jako odpověď na adrenalin (chronotropní inkompetence). Primární léčbou je implantace kardiostimulátoru, ať už se symptomy projevují nebo i v případě extrémně pomalého srdečního rytmu bez symptomů.

Supraventrikulární tachykardie („Supraventricular Tachycardia“ – SVT)

Tento termín popisuje několik typů rychlých srdečních rytmů, které obecně nejsou nebezpečné, ale mohou způsobit symptomy jako je palpitace, vyčerpanost a krátký dech. Tyto symptomy většinou náhle začnou a náhle skončí a mohou trvat minuty nebo hodiny s velmi rychlým, silným srdečním rytmem. Rychlý srdeční rytmus je většinou způsoben buď vznětlivým bodem, který vytváří velmi rychlé vzruchy (síňová tachykardie – „Atrial Tachycardia“ – AT), nebo díky elektrickému okruhu který zahrnuje extra spojení mezi síní a komorou (cirkulace vzruchu). Kroužení vznikne tím, že v AV uzlu mohou být elektricky oddělené dráhy s rozdílnými rychlostmi vedení signálů a rozdílnými vlastnostmi odpovědi na vzruch (AV nodální reentry tachykardie – „Atrioventricular Node Reentry Tachycardia“ – AVNRT, a nebo AV reentry tachykardie „Atrioventricular Reentry Tachycardia“ – AVRT – reentry okruh je o mnoho větší než u AVNRT).

Arytmie vznikající v dolních dutinách srdečních – v komorách

Komorová tachykardie („*Ventricular Tachycardia*“ – VT)

Obvykle vzniká spolu s nějakým jiným závažným onemocněním srdce, je charakterizována velmi rychlým srdečním rytmem a může být životu nebezpečná. Srdeční dutiny se stahují tak rychle, že nezbyvá čas pro dostatečné naplnění dutin krví. V tomto případě srdce čerpá do oběhu pouze malé množství krve a pacient rychle ztrácí vědomí. Příležitostně je pozorována u lidí s normálním srdcem. Pokud VT sama neustane, vyžaduje léčbu buď medikamenty nebo elektrickým výbojem. Lidem s VT je často implantován defibrilátor (ICD). Jelikož VT může vést ke komorové fibrilaci je považována za závažný, život ohrožující stav a vyžaduje intenzivní monitorování a léčbu.

Fibrilace komor („*Ventricular Fibrillation*“ – VF)

Náhlá zástava srdeční („*Sudden cardiac arrest*“ – SCA), způsobená fibrilací komor, nese největší hrozbu ze všech srdečních arytmií a je zodpovědná za polovinu všech úmrtí následkem některé srdeční poruchy. Během ventrikulární (komorové) fibrilace je komorám bráněno v čerpání krve do těla díky rapidnímu, nepravidelnému srdečnímu rytmu. Krevní tlak klesá k nule a postižená osoba upadá do bezvědomí. Pro obnovu normálního srdečního rytmu je potřeba dodat život zachraňující defibrilační impuls. VF občas vzniká během infarktu myokardu, poněvadž srdeční sval je podrážděný náhlým blokem arterie. Je důležité si uvědomit, že VF je elektrická porucha srdce, a tudíž nemusí mít vazbu na uzavírání koronárních tepen (infarkt myokardu).

VF je náhlá a stává se bez jakéhokoliv „varování“. Zastavuje veškerou srdeční funkcionalitu. Nedostatek krve a kyslíku v těle, zejména v mozku, vede k úmrtí během několika minut, pokud není dodán defibrilační impuls.

Srdeční blokáda – AV blokáda („*Heart Block*“)

Druhou nejčastější arytmií je AV blokáda. V tomto případě elektrické signály ze sinusového uzlu mohou jen částečně, nebo nemůžou přes síňokomorový uzel projít vůbec (jediné místo elektricky spojující síně a komory). Různé typy blokad vyžadují odlišné metody léčby závislé na tom, která z částí převodního systému je poškozena. V případě, že komory tepou velmi pomalu, objevují se symptomy jako je únava, závratě nebo mdloby. Tehdy je primární léčbou implantace kardiostimulátoru.

Stupně srdečních blokad:

I. stupeň – Elektrické impulsy jsou zpomaleny během průchodu převodním systémem, nicméně všechny úspěšně dorazí do komor. I. stupeň výjimečně způsobuje symptomy nebo komplikace. Obecně není nutná žádná léčba.

II. stupeň – první typ (také znám jako Mobitzův AV blok II. stupně typu I nebo Wenckebachův AV blok). V tomto případě jsou vzruchy zpomalovány natolik, až dojde k jejich úplnému přeskokování. Obecně tento stav není tak nebezpečný jako druhý typ II. stupně AV bloku nicméně může občas způsobovat závratě a/nebo jiné symptomy. Zdraví lidé jsou občas tomuto stavu vystaveni během spánku.

II. stupeň – druhý typ (Mobitzův AV blok II. stupně typu II). V tomto stavu nejsou do komor převedeny všechny vzruchy. II. stupeň – druhého typu není tak častý jako typu prvního, ale obecně je více nebezpečný. V některých případech je implantován kardiostimulátor k léčbě abnormálně pomalého srdečního rytmu, který v tomto případě může nastat.

III. stupeň – (také znám jako kompletní blokáda srdeční neboli kompletní AV blok). Úplná AV blokáda vznikne, pokud je vedení signálu mezi síněmi a komorami zcela nemožné. V tomto případě se aktivují náhradní elektrická centra srdce, které tvoří vzruch velmi pomalu, ale zajistí alespoň z části život zachraňující funkci. Léčba implantací kardiostimulátoru.
[29], [30], [31], [32], [33]

3.2.2 Oběhové arytmie srdeční

Infarkt myokardu („Heart Attack“ nebo „Myocardial Infarction“)

V případě, že jsou koronární tepny zanesené natolik (zúžení tepen), že se zastaví nebo zpomalí zásobení srdce krví, nastává nekróza a poškození srdečního svalu z důvodu nedostatku okysličení, a tedy infarkt myokardu. Rozpoznání symptomů a akutní léčba může zabránit nebo snížit rozsah poškození srdečního svalu.

Dále sem patří riziko vzniku trombóz a s ní související mozková příhoda.
[31]

3.2.3 Strukturální arytmie srdeční

Mezi strukturální arytmie srdeční patří například srdeční selhání v případě slabého svalu srdečního (poškozená tkáň) nebo problémy srdečních chlopní, které se řeší např. operací.
[31]

3.3 Indikace a kontraindikace

Následující podmínky jsou všeobecnými indikacemi a kontraindikacemi pro užívání kardiostimulátorů. Více informací a detailů lze nalézt v publikacích institutů ACC („American College of Cardiology“) a AHA („American Heart Association“).

Všeobecné indikace

Následující podmínky jsou považovány jako všeobecné indikace k použití kardiostimulátorů. Zejména pokud jsou doprovázeny symptomy jako je synkopa, nevolnost, snížená fyzická zdatnost a desorientace.

Podmínky pro kardiostimulaci:

- Zástava sinusového uzlu, symptomatická bradykardie s poruchami, nebo bez poruch AV vedení.
- Přerušovaný nebo kompletní AV-blok.
- Brady-/Tachykardický syndrom nebo jiné projevy syndromu sinusového uzlu, které vedou k symptomatickým bradykardiím.
- Supraventrikulární reentry tachykardie, které lze potlačit trvalou AV sekvenční stimulací
- Předšínové a komorové ektopické arytmie, které lze potlačit trvalou AV sekvenční stimulací

Speciální indikace

Indikace: Dvoukomorový kardiostimulátor

Níže uvedené podmínky se považují jako speciální indikace pro dvoudutinové kardiostimulátory:

- Dvoudutinové kardiostimulátory, na rozdíl od jednodutinových, jsou indikovány pacientům, u nichž je nutné optimalizovat srdeční výdej. To zahrnuje pacienty fyzicky více aktivní a pacienty, kteří mají nebo mohou mít tzv. „pacemakerový syndrom“.
- Síní (atrium) řízené dvoudutinové režimy (DDD, VDD) jsou indikovány pacientům s intaktním spontánním rytmem síně.
- Ventrikulárně (komorově) řízené AV sekvenční dvoudutinové režimy (DDI, DVI, VDI) jsou indikovány u pacientů, u kterých není potřebné nebo je nežádoucí spouštění komorového impulsu prostřednictvím vlastních rytmů síně.

Frekvenčně přizpůsobivá stimulace

Speciální indikace pro frekvenčně přizpůsobivou stimulaci:

- Pacienti s chronotropní inkompetencí, kteří vyžadují zvýšení stimulační frekvence při tělesné aktivitě.

Jednodutinový kardiostimulátor

Speciální indikace pro jednodutinové kardiostimulátory:

- Jednodutinový režim AAI je indikován při symptomatické dysfunkci sinusového uzlu, dokud je k dispozici příslušné AV vedení.
- Režim VVI se indikuje při symptomatické bradyarytmii, pokud (již) neexistuje žádný signifikantní sínový přínos k hemodynamice.

Automatické přepnutí režimu

Speciální indikace pro tento „mode switching“:

Funkce „Automatické přepnutí režimu“ ve spojení se stimulačními režimy DDD(R) a VDD(R) je u paroxysmálních předsíňových tachyarytmií užitečná, aby se po dobu přetrvávání předsíňových tachyarytmií přerušila předsíňová synchronizace komorového vysílání impulsu. Režim DDD(R) s přepínacím režimem je v tomto případě alternativa k režimu DDI(R) resp. DVI(R).

Indikace pro další režimy

Speciální indikace pro další režimy:

- Režimy D00, A00, V00 jsou indikovány v případě lékařsko-technických komplikací (elektromagnetické interference, defekty snímání, zlomení elektrod(y), detekce myopotenciálů, stimulace svalů atd.)
- Pro diagnostické účely jsou kromě toho indikovány spouštěné režimy stimulace DDT, DDI/T, VDT, DVT, AAT a VVT, jakož i režimy VDI a OFF.

Všeobecné kontraindikace

Pro použití multiprogramovatelných a multifunkčních dvoudutinových kardiostimulátorů nejsou známy kontraindikace, pokud se před implantací provede dostačující diagnostika a pokud se

neprogramuje kombinace parametrů ohrožující pacienta. Doporučuje se kontrolovat snášenlivost a účinnost kombinací parametrů sledováním pacienta po určitou dobu po naprogramování.

Speciální kontraindikace

Režimy se síňovou stimulací

- Režimy se síňovou stimulací (DDD, VDD, AAI) jsou kontraindikovány při existenci chronické síňové tachykardie, chronické fibrilace síní nebo chronického kmitání síní.

Retrográdní převod

- Pokud je po komorové stimulaci zjištěn pomalý retrográdní převod, je třeba naprogramovat delší předsíňovou refrakterní periodu a/nebo kratší AV zpoždění, aby se předešlo tachykardiím indukovaným kardiostimulátorem. Naprogramování do stimulačních režimů DDI, DVI nebo VVI je v těchto případech požadováno jen zřídka.

Vysoké stimulační frekvence

- Pokud nejsou stimulační frekvence nad základní frekvenci pacientem dobře snášeny (např. angina pectoris), měla by být naprogramována nízká hodnota „horní hraniční frekvence“ a nízká hodnota „maximální senzorové frekvence“. V těchto případech mohou být síněmi řízené a frekvenčně adaptivní stimulační režimy dokonce kontraindikovány.

Pacemaker syndrom

- Pokud se již projevil nebo je očekáván pacemaker syndrom, jsou stimulační režimy VDD, VVI a V00 kontraindikovány. Stimulační režim DDI je kontraindikován v případě pacemaker syndromu spolu s vyšší síňovou frekvencí, než je frekvence základní.

Síňová jednodutinová stimulace

- Jednodutinová síňová stimulace je kontraindikována při stávajících poruchách AV převodu, nebo při prokázání slábnoucího AV převodu.

Kompetitivní (soutěživé) vlastní rytmy

- V případě výskytu kompetitivních vlastních rytmtů jsou kontraindikovány stimulační režimy, které v odpovídající srdeční dutině nemají detekční a inhibiční funkce.

Unipolární stimulace

- Unipolární stimulace kardiostimulátoru je kontraindikována u pacientů, kteří mají současně implantován kardioverter-defibrilátor (ICD). Existuje možnost inhibice ICD nebo mylné vysílání impulsů kardiostimulátoru.

Doporučený výběr kardiostimulačního režimu v závislosti na diagnóze je v tabulce 3-2.

[27], [34], [35]

Diagnóza	Optimální	Alternativní	Nevhodný
Disfunkce SA uzlu	AAIR	AAI DDD	VVI VDD
AV blok	DDD VDD	VVI	AAI DDI
Disfunkce SA uzlu + AV blok	DDDR DDIR	DDD DDI	AAI VVI
Chronická fibrilace síní + AV blok	VVIR	VVI	AAI DDD VDD
Hypersenzitivní karotický sinus	DDI	DDD VVI	AAI VDD

Tab. 3-2: Doporučený výběr kardiostimulačního režimu v závislosti na diagnóze

4 Kardiostimulace

4.1 Princip kardiostimulace

Kardiostimulátory jsou běžně indikovány pro tři hlavní srdeční poruchy: onemocnění sinusového uzlu (SSS), poruchy AV převodní systému a některé síňové tachyarytmie, a navíc ještě pro méně běžné patologie.

Princip kardiostimulace spočívá v nahrazení poškozené části převodního systému srdečního a tím zajištění požadovaného srdečního rytmu.

Kardiostimulaci lze rozdělit na:

- Nepřímou – Při náhlých zástavách srdeční činnosti. Elektrody jsou přiloženy na hrudník pacienta nebo je jedna z nich zavedena do jícnu co nejbližší srdci
- Přímou
 - Krátkodobou (externí stimulace)
 - Dlouhodobou (implantovaný kardiostimulátor) – na kterou je tato práce zaměřena

[36], [37]

4.2 Kardiostimulátory

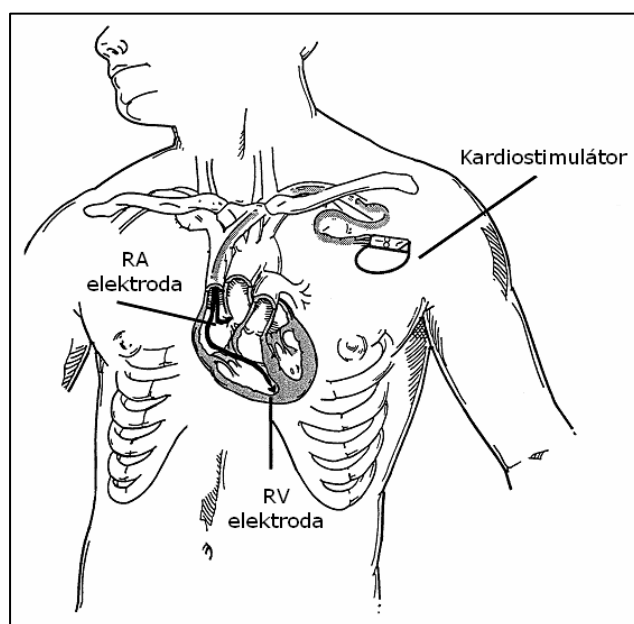
Kardiostimulátor je zdravotnické zařízení umožňující kontrolu nad srdečním rytmem srdce skrze implantované vedení elektrod. Moderní přístroje (viz obr. 1-17) váží pouhých 15 gramů, jsou vyvinuty ve velmi sofistikované, implantabilní počítače schopné provádět komplexní stimulační režimy, telemetrii, důkladnou diagnostiku, ukládání dat a jejich doba životnosti přitom přesahuje pět let.

Operační výkon

Implantace kardiostimulátoru je dnes již běžnou procedurou, během které jsou cévky (vedení elektrod; v případě potřeby dvoudutinové stimulace jsou cévky dvě) intravenózně vloženy do srdce a kardiostimulátor umístěn do kapsy na hrudníku v podklíčkové oblasti (buď vlevo, nebo vpravo) (viz kapitola 5.4 – *Implantační postup*). Nejčastěji používanými žilami pro vložení cévky do srdce jsou žíla podklíčková a hlavová. Přístup do těchto žil je získán z místa, které je použito pro vytvoření kapsy na hrudníku.

Podle použitého typu kardiostimulátoru je implantována buď cévka jedna, nebo dvě. Při dvoudutinové stimulaci je potřeba cévky (elektrody) jak v komoře, tak v síni. Obrázek 4-1 zobrazuje typický dvoudutinový systém.

Operační modul je používán pro testování optimálního kontaktu elektrody s tkání vyhodnocováním impedance, napětových prahů a citlivosti (viz kapitola 5.3.2 - *ICS 3000*). V případě nevyhovujících hodnot (nevyhovuje stimulace či snímání) je nutno elektrodu přemístit (repozice). Naopak při vyhovujících hodnotách jsou cévky a kardiostimulátor upevněny proti pohybům a kapsa zavřena. Poté může být kardiostimulátor naprogramován skrze telemetrický bezdrátový systém.



Obr. 4-1: Dvoudutinový kardiostimulátor a jeho umístění (může být i vlevo). RA – pravá síň („Right Atrium“). RV – pravá komora („Right Ventricle“).

Provedení

Kardiostimulátor musí být schopen: spolehlivě detekovat vzruchy v síních a komorách, rozpoznat jejich frekvenci, vyhodnotit zda komory jsou synchronizovány a moci stimulačně zasáhnout do komory, jestliže nesplňuje synchronicitu. Někteří pacienti mohou být stimulováni kontinuálně („dependentní“ – závislý na kardiostimulátoru), zatímco jiní budou vyžadovat stimulaci jen občas. Kardiostimulátor musí fungovat po dobu více než 5ti let ve všech typech prostředí s maximální spolehlivostí využívající přitom co nejmenších rozměrů a co možná nejkomfortnějšího tvaru. Navíc musí být adaptabilní různým typům pacientů skrze dálkově programovatelné parametry a informační diagnostiku.

Kardiostimulační systém sestává ze tří hlavních komponent:

1. Pulzní generátor
2. Vedení elektrod (cévka)
3. Programátor

Pulzní generátor (kardiostimulátor samotný) obsahuje ovládací a stimulační elektroniku v biologicky kompatibilním titanovém pouzdře. Vedení elektrod slouží jako elektrický kanál mezi pulzním generátorem a srdcem. Programátor umožňuje lékaři dálkově naprogramování parametrů a testování kardiostimulačních funkcí skrze telemetrický systém.

Komponenty kardiostimulačního systému

Programátor

Programátor poskytuje oboustrannou bezdrátovou komunikační linku skrze telemetrickou hlavici. Lékaři je umožněno: programování parametrů a nastavení funkcí, kontrolu kapacity baterie, odesílání funkčních příkazů kardiostimulátoru, kontrolu historie (událostí) a vyhodnocení průběhů EKG v reálném čase či z uloženého záznamu nasnímaného pomocí elektrod. *Více v kapitole 5.3.2 - ICS 3000.*

Baterie

Primární zdroje energie pro kardiostimulátory byly z krátkodobých a nespolehlivých vyvinuty v dlouhodobé a spolehlivé, které používáme dnes. Běžnou mýlkou je, že když se baterie v kardiostimulátoru vybijí, pouze se vymění. Ve skutečnosti je kardiostimulátor hermeticky zapečetěn a tím je znemožněna výměna jakéhokoli prvku uvnitř. Kardiostimulátor, je v případě vybití baterie nebo poruchy některého vnitřního prvku, vyměněn celý.

Lithium-jódová baterie je jediným dnes používaným zdrojem energie pro kardiostimulátory. Tato chemická kombinace poskytuje dlouhodobou životnost baterie spolu s vysokou hustotou energie (lze uchovávat velké množství energie v malém prostoru). Dlouhá životnost je zajištěna velmi pomalým samovybíjením. Poskytuje stabilní napětí po většinu užité doby, které nakonec v předvídaném průběhu klesá (poměrně přesný předpoklad životnosti).

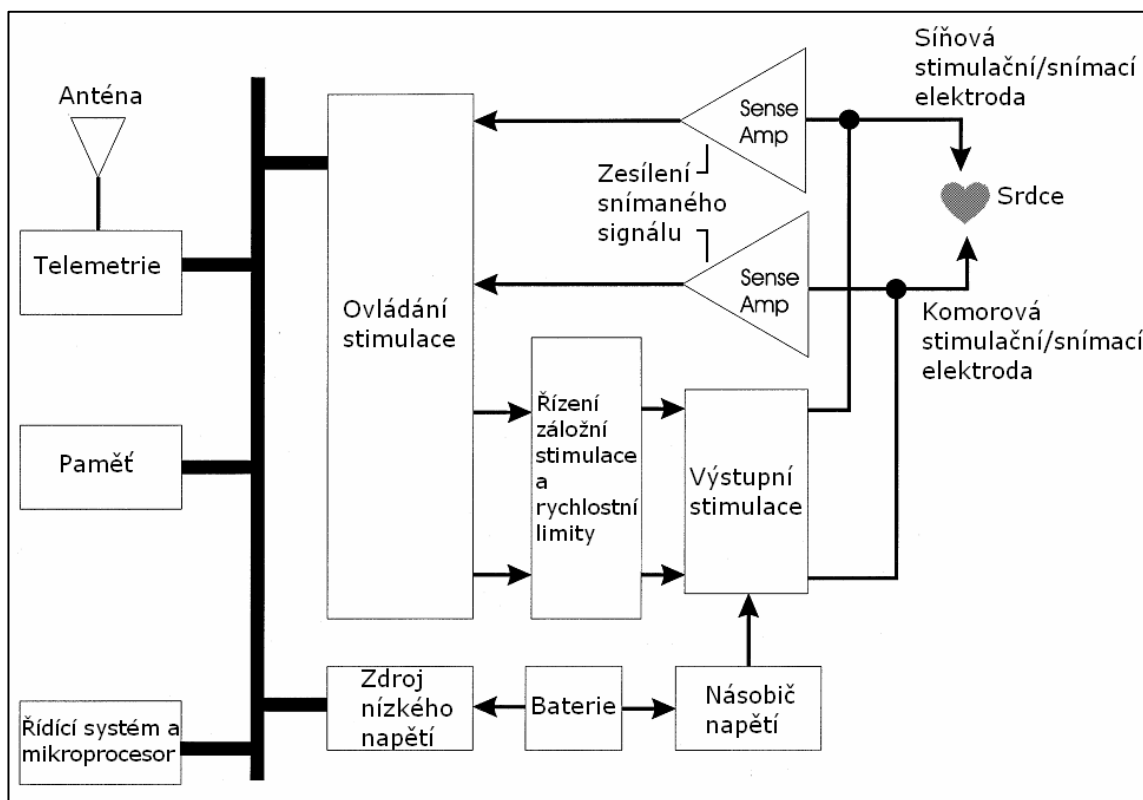
Vanad stříbrný pentoxidový je novější směs, která je užívána v implantabilních defibrilátorech (ICD). Má schopnost velmi rychle dodat velké množství proudu, přesto že hustota energie není tak vysoká jako v případě lithium-jódu. Používá se tedy jako zdroj energie pro nabití defibrilačních kapacitorů. I když je tato chemická směs vhodná pro rychlé dodávání proudu, není už tolik optimální pro stálý odběr proudu nízké hodnoty. Proto se některé novější defibrilátory konstruují se dvěma zdroji energie: jeden pro obvod vysílající defibrilační impuls a druhý pro stimulační a senzorické obvody.

Pulzní generátor

Dřívější kardiostimulátory byly složením samostatných rezistorů, tranzistorů a kapacitorů propojených mezi sebou. Nové přístroje jsou nyní vybaveny čipy a řízeny mikroprocesory. Jsou to v podstatě malé počítače s pamětí RAM a ROM. Důsledkem toho byla znatelně snížena velikost, váha a spotřeba energie. Naopak rapidně vzrostl počet funkcí, spolehlivost, flexibilita a životnost přístroje. Moderní zařízení mají velkou datovou paměť pro zaznamenávání funkčnosti přístroje a patientských parametrů. To zahrnuje celkový počet srdečních událostí, jejich četnost, a zda byly vyvolány uměle (stimulací) či vlastní aktivitou srdce. Dovedou také uchovávat EKG, a tedy pracovat jako tzv. „Holter“ nebo monitor událostí s funkcí zpětného zobrazení stimulačních či snímaných událostí.

Primární funkcí pulzního generátoru je vyhodnocovat informace získané z elektrod v síni a komoře a z jiných senzorů a na základě nich rozhodnout, zda pacient stimulaci vyžaduje nebo ne. K vyhodnocení potřeby stimulace je použito mnoho sofistikovaných algoritmů. Pulzní generátor také provádí několik sekundárních funkcí jako je např. telemetrie a diagnostika. Pro úschovu vnitřní elektroniky generátoru je použito titanové pouzdro, které je poté hermeticky uzavřeno. Titan je odolný, nerezový, lehký kov, který je biokompatibilní s lidskou tkání.

Obrázek 4-2 zobrazuje blokový diagram typického pulzního generátoru. Snímací obvody rozpoznávají srdeční rytmus (frekvenci) zesilováním elektrických signálů, které se v srdci vyskytují. V případě, že jsou použity senzory pro adaptaci srdečního rytmu, je potřeba dalšího snímacího obvodu. Obvod výstupní stimulace generuje stimulační impulzy nabíjením kapacitorů, takže můžou v případě potřeby vyslat energii k srdci. Pokud nastane výrazné rušení (zašumění) celého obvodu, záložní obvody jsou schopny asynchronní stimulace síní i komor předprogramovanou frekvencí. Tyto obvody také limitují frekvenci stimulace, a tak pracují jako ochrana proti nadměrně rychlé stimulaci v případě selhání hlavního systému. Ovládání stimulace sestává z časovacích a logických obvodů; je zodpovědné za interpretaci snímaných dat a správnou stimulační odpověď. Mikroprocesorové řízení často zastává funkci celkového řídicího systému a umožňuje vysokou flexibilitu. Paměť ve formě RAM a ROM je vyžadována k uchování mikroprocesorového programu, stimulačních parametrů a diagnóz. Magneticky aktivovaný obvod telemetrie je schopen výměny informací s programátorem. Uvedené obvody jsou v současnosti konstruovány pomocí integrovaných obvodů CMOS (doplňující se kov-oxid-polovodič – „Complementary Metal-Oxide-Semiconductor“) navrhovaných s velmi vysokou integrací (VLSI – „Very Large Scale Integration“) a hybridní technologií. Pokračující vývoj v elektronickém průmyslu bude i nadále redukovat velikost kardiostimulátorů.



Obr. 4-2: Blokové schéma kardiostimulátoru

Konektorový blok

Konektorem je míněno místo propojení cívky (elektrody) s obvody kardiostimulátoru. Na obrázku 4-3 jsou zobrazeny tři příklady různých konektorů. Všechny typy vyžadují metodu pro zajištění

cívky ke kardiostimulátoru a také pro vytvoření bezpečného elektrického propojení. V případě nesprávně použitého konektoru nemusí cívka „zapadnout“, může se uvolnit příp. se rozviklat nebo nemusí být zajištěno elektrické propojení. Jakákoliv z uvedených situací může způsobit nesprávnou či žádnou stimulační funkci systému.

Většina kardiostimulátorů používá šrouby jak pro připevnění cívky, tak pro zajištění elektrického propojení. V případě bipolárního systému je použit jeden šroub pro připevnění anody a druhý pro připevnění katody. Nejvíce tedy lze použít až čtyř šroubů pro dvoudutinovou bipolární kardiostimulaci. Jiný typ konektoru používá šrouby pro upevnění katody a pružinový systém pro upevnění kroužku anody. Nejnovější konektory nepoužívají žádné šrouby. Používají pružinový systém pro elektrické spojení a mechanismus pro připevnění těla cívky. Výhodou tohoto systému je, že elektrické spojení je vytvářeno „automaticky“ a nespolehá se na lékaře, který by jinak musel zabezpečit el. propojení pomocí šroubu.

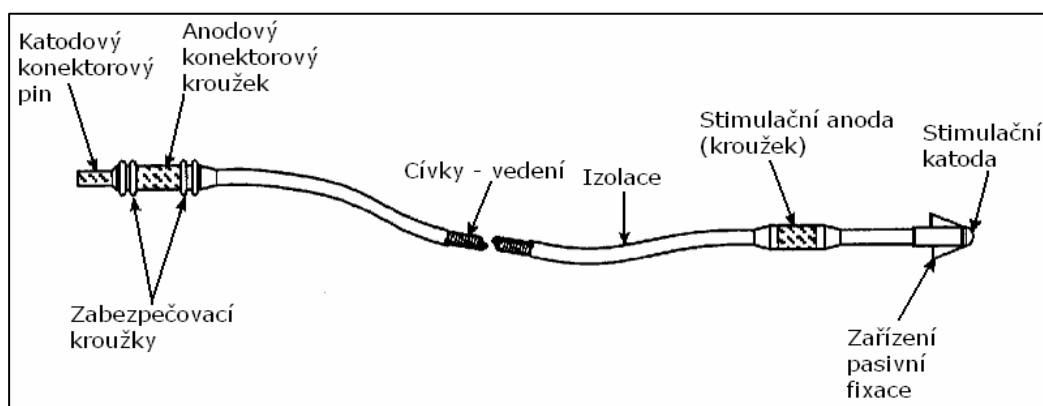
[36], [38], [39], [40]



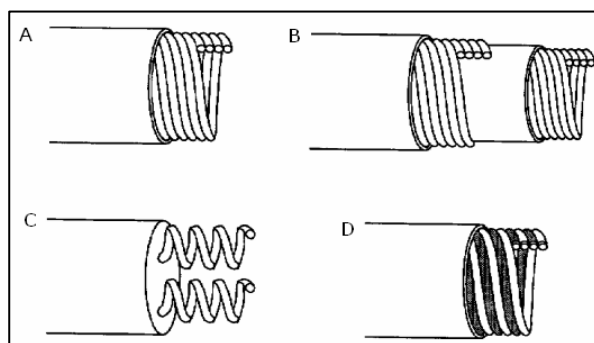
Obr. 4-3: Typy Konektorů. **Vlevo:** Katoda i anoda se upevňuje pomocí šroubů. **Uprostřed:** Šroubem je upevněna pouze katoda. **Vpravo:** Pružinový systém s mechanismem pro připevnění těla cívky

4.3 Vedení elektrod - cívky

Kardiostimulační cívky jsou mnohem více než jen pouhé „dráty“. Jsou to složité a technicky vyspělé zařízení skládající se z mnoha komponentů (obr. 4-4). Na obrázku 4-5 je zobrazeno několik různých druhů vedení cívky, které se vyvinuly v důsledku snahy snižovat velikost cívky a zvyšovat spolehlivost těchto velmi důležitých stimulačních prvků. Všechny části cívky jsou vysoce specializovány a budou popsány dále.



Obr. 4-4: Typická bipolární stimulační cívka



Obr. 4-5: Základní typy vedení cívky. *A* – Unipolární typ s jednou cívkou překrytou izolací. *B* – Koaxiální bipolární návrh se dvěma soustřednými cívkami oddělenými vrstvou izolace. *C* – Paralelní bipolární typ. *D* – Bipolární návrh, kdy lakování od sebe cívky izoluje a je možné je vinout stejně jako u typu unipolárního

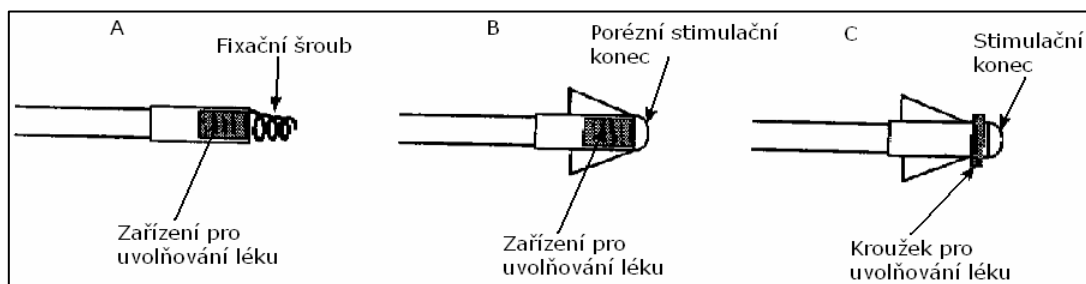
Elektrody

Všechny cívky kardiostimulátorů a ICD mají jeden či více elektricky aktivních povrchů nazývaných elektrody. Účelem elektrod je přivádět elektrický stimul, detekovat vlastní srdeční elektrickou aktivitu nebo obojí. Stavba, tvar a velikost se liší model od modelu.

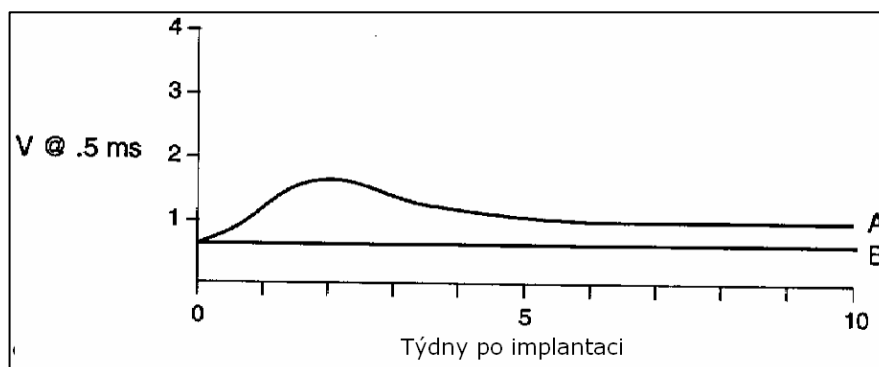
Seznam používaných materiálů:

- Elgiloy
- Leštěná platina
- Mikro porézní platina
- Makro porézní platina
- Uhlík skelný
- Iridium-oxid
- Platina-iridium
- Titan-nitrid

Mnoho moderních elektrod je navrženo tak, aby postupně uvolňovaly antizánětlivý lék (steroid) jako například: dexamethason-fosfát sodná sůl (obr. 4-6 a obr. 4-7).



Obr. 4-6: Elektrody s uvolňováním léku. *A* – Aktivní fixace s lékem za šroubem. *B* – Pasivní fixace s lékem za porézním stimulačním koncem. *C* – Pasivní fixace s lékem v kroužku za stimulačním koncem



Obr. 4-7: *Napěťový práh v závislosti na čase. Křivka A ukazuje typickou cévku používanou dříve, kdy během prvních 6 týdnů práh vzroste a zase klesne. Křivka B je typickým příkladem moderní cévky s vylučováním steroidu. Malý nebo žádný vzestup napěťového prahu v důsledku působení antizánětlivého steroidu*

Uvolňování tohoto léku v místě elektrody se ukázalo jako velmi účinné při snižování rizika akutního zánětu, a tedy výskytu fibrózy tkáně. Méně fibrotické tkáně umožňuje elektrodě přetrvat v bližším kontaktu se srdečními excitovatelnými buňkami. To poskytuje vyšší hustotu nabíjení a redukuje množství elektrického proudu potřebného pro stimulaci svalu. Výsledkem je nižší odběr z baterie, a tím i zvýšená životnost kardiostimulátoru.

Izolace

Jednou z nejdůležitějších komponent jakéhokoliv vedení elektrod je izolace. Izolace zabraňuje elektrickým zkratům mezi cívkami (jednotlivé vlákna vedení) uvnitř cévky, brání stimulaci tkáně jiné než srdeční a umožňuje hladký vstup do žíly. Poškození izolace může vést k různým komplikacím, z nich nejhorší je porucha srdeční stimulace. Díky četným selháním jsou cévky velmi intenzivně sledovány.

V praxi se většinou jedná o bipolární koaxiální cévku s 80A Pellathane TM polyuretanem jako izolátorem mezi dvěma cívkami (vnitřní vedení). Tento zvláštní typ polyuretanu je vystavený iontové oxidaci kovu (MIO – „Metal Ion Oxidation“) a prostředí zvýšené lámavosti (ESC – „environmental stress cracking“). MIO je reakce katalyzována kovy ve vedení (cívky) cévky. Výsledkem je porušení polyuretanu až do takové míry, kdy je neschopen nadále izolovat. Ukázalo se, že je to převládajícím jevem u cévek, které ve svém vedení obsahují stříbro. Vliv ESC na cévku může být velmi intenzivní a vyústit až k trhlinám (prasklinám) v izolaci a tím k nežádoucímu elektrickému zkratu. V případě pacientů, kteří mají toto méně spolehlivé vedení elektrod, je zásadní průběžně provádět jejich vyšetření. V některých případech lze indikovat profylaktickou výměnu.

Moderní metodologií k izolaci vedení elektrod je tzv. „coated coil“ (potažení cívky). Tato technologie lakuje každé vlákno (každou cívku) vedení izolační vrstvou. Poté jsou všechna vlákna pokryta některým typickým izolátorem. Jednotlivá vlákna zůstávají dále elektricky izolována, i když je vnější izolace porušena.

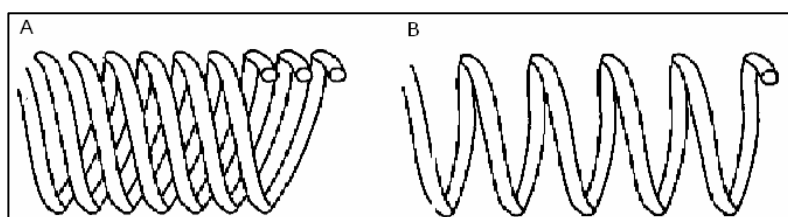
Běžně užívané typy izolací:

- Silikon
- 80A Polyuretan

- 55D Polyuretan
- Jiné polyuretany
- Teflonová technologie “coated coil”

Cívkové vedení

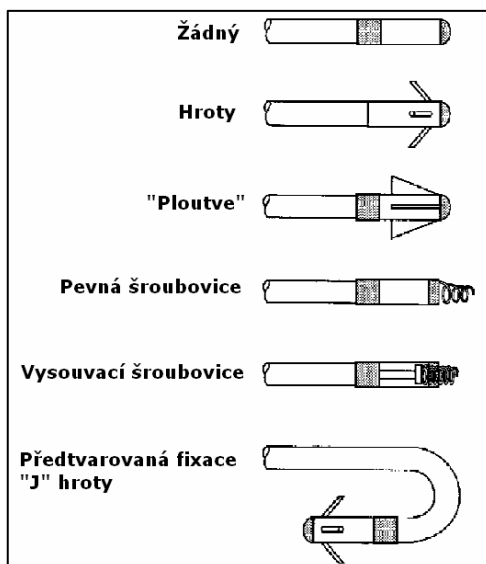
Kovová část vodiče nesoucí elektrický signál směrem od kardiostimulátoru k elektrodě a naopak je cívkovým vedením. Většina cívek je vyrobeno multivláknově (obr. 4-8), což poskytuje mnohem vyšší odolnost a flexibilitu v porovnání s vedením jednovláknovým. V důsledku neustálého ohýbání cévky okolo srdeční oblasti, uvnitř srdce, pod klíční kostí a okolo žebra, mohou vzniknout fraktury cívkového vedení. To může vést ke kompletní nebo občasné ztrátě stimulace. V cévce může být umístěno i více cívkových vedení, avšak čím více cívkových vedení, tím náročnější je cévka na konstrukci a tím se také stává celkově méně spolehlivou.



Obr. 4-8: Cívková vedení. **A** – Multivláknové vedení. **B** – Jednovláknové vedení

Fixace

Po umístění cévky je běžně uplatňován nějaký typ fixačního mechanismu, který má zajistit stálou pozici elektrody (obr. 4-9). Dřívější návrhy cévek neměly žádný fixační mechanismus a byly často označovány jako „kerplunk“ cévky, které byly těžké, a proto se usadily vlastní vahou. Novější elektrody mají buď fixaci pasivní, kdy se mechanismus roztáhne a tím přichytí elektrodu ke tkáni a nebo fixaci aktivní, kdy elektroda obsahuje šroubovici, která se na potřebném místě zašroubuje do myokardu. Šroubovice může být pevná nebo vysouvací.



Obr. 4-9: Typy fixačních mechanismů

Fixační mechanismy (v ČR se používají i anglické názvy):

- Plain – žádný mechanismus (“kerplunk” cévka)
- Tines – hroty slouží pro zachycení elektrody jakoby to byl háček
- Fins – ploutve jsou variací hrotů
- Talons
- Cones
- Flanges
- Fixed extended helix – aktivní fixace. Otáčením celé cévky je šroubovice zašroubovaná do myokardu
- Extendible helix – aktivní fixace. Cévkou obsahuje mechanismus pro vysouvání a zasouvání šroubovice
- Specializovaný (např. tvarovaný do “J”) – cévka pro stimulaci síní

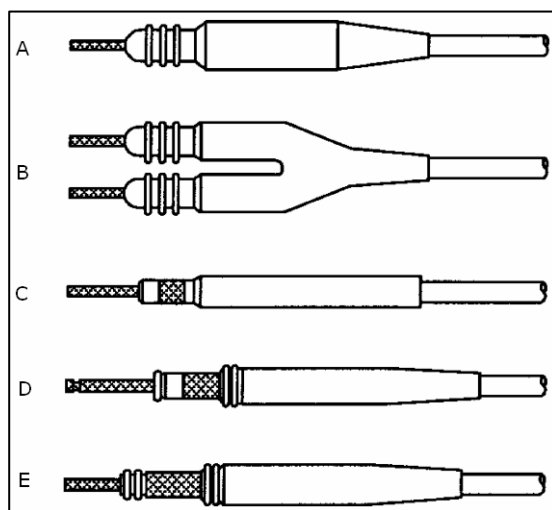
Konektor

Konektorem je nazývána ta část cévky, která je připojena ke kardiostimulátoru. Existuje mnoho typů konektorů (obr. 4-10), a proto se stává, že jsou nesprávně rozpoznány a zaměněny. Je důležité, aby lékař implantující kardiostimulátor rozuměl rozdílům a problémům zahrnující konektory. V současné době se všichni výrobci usnesli na mezinárodním standardu IS-1 („*International Standard-1*“). Ke standardu IS-1 byl vytvořen nový, dobrovolný standard („*Voluntary Standard*“), nicméně virtuálně jsou oba shodné. Díky tomu mizí zaměňování a nyní navíc cévka standardu IS-1 od jednoho výrobce by měla být kompatibilní s konektorovým blokem (na kardiostimulátoru) od výrobce jiného.

Typy konektorů:

- 6 mm unipolární
- 6 mm v řadě bipolární
- 5 mm unipolární
- 5 mm v řadě bipolární
- 5 mm rozdělený bipolární
- 3,2 mm unipolární
- 3,2 mm v řadě bipolární
- Medtronic/CPI (žádný zabezpečovací kroužek, dlouhý pin)
- Cordis type (zabezpečovací kroužek, dlouhý pin)
- VS-1 / IS-1 (zabezpečovací kroužek, krátký pin)

[38]



Obr. 4-10: Typy konektorů. *A* – 5 mm unipolární. *B* – 5 mm rozdělený bipolární. *C* – 3,2 mm „low-profile“ v řadě bipolární; používá dlouhou katodu, ale žádný kroužek. *D* – 3,2 mm „Cordis type“ v řadě bipolární; používá dlouhou katodu a kroužek. *E* – 3,2 mm IS-1 v řadě bipolární; používá krátkou katodu a kroužek.

4.4 Stručný přehled kardiostimulátorů a elektrod

V MNO je nejčastěji používaným typem kardiostimulátorů dvoudutinový s režimem DDD od společnosti BIOTRONIK nebo MEDICO.

Proto je uveden stručný přehled těchto kardiostimulátorů a popis jejich předností (obr. 4-11 a obr. 4-12):

- **BIOTRONIK (seřazeno od nejnovějšího typu):**
 - Cylos 990 – Obsahuje prokázanou technologii známou jako Stimulace v uzavřené smyčce („Closed Loop Stimulation“ – CLS). Aktivní kontrola účinné stimulace („capture“): ověření komorového záchytu pro celý mezitepový interval se záložním impulsem („back-up pulse“). Automatický test síňového prahu: automaticky stanoví síňový práh v průběhu sledování. ProgramConsult (11 předem definovaných sad parametrů).
 - Talos – Funkce „Active Capture Control“ (ACC) umožňuje energeticky účinnou terapii, optimalizuje účinnost kardiostimulátoru a zajišťuje delší provozní životnost. Autoinicializace a automatické měření prahu pro jednoduchou a bezpečnou detekci elektrody a výběr polaritý během implantace. Inteligentní diagnostika.
 - Cylos – Prevence síňové tachykardie. CLS nabízí odpovídající upravení srdeční frekvence v průběhu emoční aktivity.
 - Philos II – Funkce ACC (Kontinuální pohotovost k odpovědi: měří účinnost ventrikulární stimulace po jednotlivých srdečních cyklech a upravuje amplitudu podle potřeb pacienta). Širokopásmový záznam IEGM. Autoinicializace Philos II detekuje připojené elektrody a automaticky iniciuje preventivní bezpečnostní funkce.

- Philos – obsahuje kombinaci funkcí AV hystereze a hystereze frekvence pro optimalizaci srdečního rytmu pacienta. Automatická konverze režimu zajišťuje rychlou reakci po jednotlivých srdečních cyklech. Při síňové tachykardii přístroj automaticky provede konverzi do režimu bez síňové kontroly.
- Protos – CLS. Management arytmií. Podpora sinusového rytmu. Diagnostika.
- Axios – Režim přepínání s algoritmem X/Z z 8. Automatická konverze režimu. AV hystereze. Frekvenční hystereze.
- Stratos LA – preventivní overdrive stimulace. Stimulace po síňové extrasystole. řízené snižování frekvence
- **MEDICO (seřazeno od nejnovějšího typu):**
 - Helios 300 – Biventrikulární kardiostimulátor pro srdeční resynchronizační terapii. Vylepšená správa frekvencí a AV časování. Ochrana před tachykardií a ektopickými událostmi. Kontrola výdeje po komorové stimulaci a komorovém snímání. Senzor hemodynamiky na technologii TVI („*Trans Valvular Impedance*“).
 - Sophòs 155 – Dvoudutinový kardiostimulátor na mikroprocesorové technologii. Vylepšená správa frekvencí a AV časování. Ochrana před tachykardií a ektopickými událostmi. Kontrola výdeje po komorové stimulaci a komorovém snímání. Senzor hemodynamiky na technologii TVI („*Trans Valvular Impedance*“). Sekce rozšířené fyziologie.
 - Sophòs 151 – Dvoudutinový kardiostimulátor na mikroprocesorové technologii. Vylepšená správa frekvencí a AV časování. Ochrana před tachykardií a ektopickými událostmi. Kontrola výdeje po komorové stimulaci a komorovém snímání. Senzor hemodynamiky na technologii TVI („*Trans Valvular Impedance*“).
 - Sophòs 150 – Dvoudutinový kardiostimulátor na mikroprocesorové technologii. Dále stejné jako u Sophòs 155.
 - Sophòs 145 – Kardiostimulátor pro VDD jednodutinovou stimulaci na mikroprocesorové technologii. Dále stejné jako u Sophòs 140.
 - Sophòs 140 – Kardiostimulátor pro VDD jednodutinovou stimulaci na mikroprocesorové technologii. Vylepšená správa frekvencí a AV časování. Ochrana před tachykardií a ektopickými událostmi. Kontrola výdeje po komorové stimulaci a komorovém snímání. Senzor hemodynamiky na technologii TVI („*Trans Valvular Impedance*“). Sekce rozšířené fyziologie.
 - Mythos SR – Jednodutinový kardiostimulátor na mikroprocesorové technologii. Rozpoznávání typu cévky a data implantace. Automatické přepnutí z bipolární na unipolární. Sekce rozšířené fyziologie. Vylepšená správa frekvencí. Systém odpovědi na bázi sofistikovaného akcelerometrického senzoru („*Rate Responsive System*“).
 - Mythos S – Jednodutinový kardiostimulátor na mikroprocesorové technologii. Rozpoznávání typu cévky a data implantace. Automatické přepnutí z bipolární na unipolární. Sekce rozšířené fyziologie. Vylepšená správa frekvencí.
 - Easy Plus SR – Jednodutinový kardiostimulátor na mikroprocesorové technologii. Rozpoznávání typu cévky a data implantace. Sekce rozšířené fyziologie. Vylepšená správa frekvencí. Systém odpovědi na bázi sofistikovaného akcelerometrického senzoru („*Rate Responsive System*“).



Obr. 4-11: Kardiostimulátory BIOTRONIK



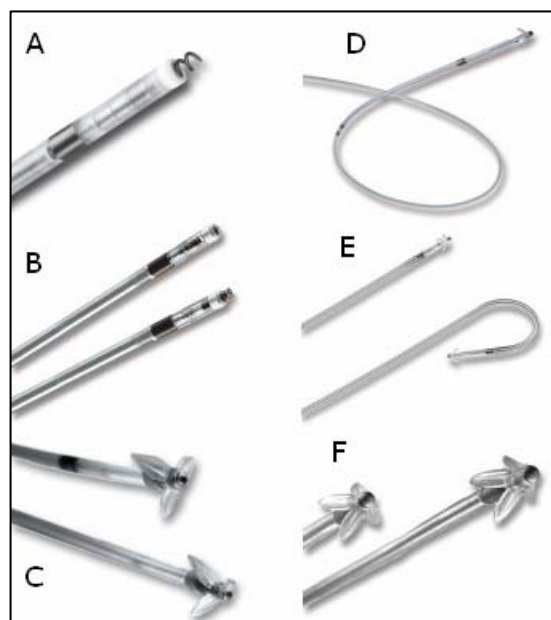
Obr. 4-12: Kardiostimulátory MEDICO

V MNO je nejčastěji používaným typem elektrod: bipolární s aktivní fixací od společnosti BIOTRONIK nebo Medtronic.

Proto je uveden stručný přehled těchto elektrod:

- **BIOTRONIK (obr. 4-13):**
 - A. Setrox S – aktivní fixace (Elektroda s aktivní fixací pro kardiostimulátory a ICD včetně CRT)
 - B. Selox SR (aktivní fixace), ST (pasivní fixace) - Bipolární elektroda uvolňující steroid s fraktální povrchovou úpravou
 - C. Synox – Hroty (pasivní fixace)
 - D. Solox – Bipolární elektroda s pasivní fixací (s dlouhodobě stabilní silikonovou izolací)
 - E. Arox – Bipolární elektroda s pasivní fixací s pólem ve vzdálenosti 15 mm
 - F. Polyrox UP, BP – Endokardiální elektroda v unipolárním a bipolárním provedení (hroty, pasivní fixace)

[41], [42]



Obr. 4-13: Elektrody BIOTRONIK. Označení se vztahuje k výše uvedenému seznamu

5 Současný stav ve Městské nemocnici Ostrava

5.1 Historie MNO

V roce 1846 začalo město se stavbou první nemocnice, která byla uvedena do provozu v květnu 1848. Byla postavena na místě pozdějšího obchodního domu ASO, dnešní VZP.

V roce 1885 bylo rozhodnuto o výstavbě infekční nemocnice v dosud nezastavěných Fifejdách (původně Viehweide - pastviny, do provozu byla uvedena v roce 1886) a mělo se pokračovat ve výstavbě nemocnice všeobecné. Nedostatek finančních prostředků tento záměr oddálil až do roku 1891, kdy bylo usnesením obecního výboru města Moravské Ostravy rozhodnuto o výstavbě nové nemocnice. Stará jednopatrová budova v centru města už totiž zdaleka nevyhovovala svým vybavením i kapacitou potřebám města a jeho okolí. Nemocnice na Fifejdách byla slavnostně otevřena 14. dubna 1898 za přítomnosti moravského držitele barona Spenc-Bodena a až do roku 1918 nesla název Veřejná nemocnice císaře Františka Josefa v Moravské Ostravě. Původní kapacita byla 190 lůžek.

Stálý nedostatek peněz ve státní i městské pokladně brzdily další rozvoj nemocnice. Teprve v roce 1925 byl městskou radou projednán návrh na stavbu pavilonu pro krční onemocnění, který byl do roku 1927 nákladem 3 miliónů korun vybudován. V roce 1932 byl dostavěn moderní pavilón pro oddělení očních, usních, nosních a krčních chorob se 128 lůžky. K dalšímu rozšiřování nemocničního komplexu došlo ve čtyřicátých letech minulého století, kdy se také specializují oddělení nemocnice a zřizují nové primariáty a ordináty. V roce 1935 tu bylo zaměstnáno 5 primářů, 12 sekundářů, 67 řádových sester, 8 ošetřovatelů, 32 domácích pomocnic a v administrativě kromě správce 9 úředníků. V roce 1938 měla nemocnice už 752 lůžka. Městská nemocnice patřila k největším nemocnicím na Moravě a byla vyhledávána pro odborný věhlas pacienty ze širokého okolí.

Stopadesátiletou historii nemocnice (od r. 1848 do r. 1998) mapuje kniha Městská nemocnice v proměnách času (autor Karel Jiřík a kol.), která vyšla na podzim r. 2002. Tento zajímavý dokument o zdravotnictví na Ostravsku je doplněn dobovými fotografiemi a ilustracemi.

Své poslední dny života zde strávil moravský hudební skladatel Leoš Janáček (obr. 5-1).

Převzato z [43]



Obr. 5-1: Pamětní deska

5.2 Kardiostimulační sál

Implantace kardiostimulátorů resp. jejich reimplantace (=výměny, např. z důvodu vyčerpané vnitřní baterie) probíhají na sterilním kardiostimulačním sále vybaveném mj. přívodem medicinálních plynů. Přístroje jsou připojeny na zdravotnickou izolovanou soustavu zajištěnou proti přerušení dodávky energie záložními generátory (dieselagregáty) a UPS (pro zásuvky velmi důležitých obvodů; UPS = „Uninterruptible Power Supply“ – nepřerušitelný zdroj energie). Je realizováno doplňkové ochranné pospojování a používají se ochranné oddělovací transformátory.

Pro případ poruchy kardiomonitoru DASH 4000 resp. externího měřicího kardiostimulačního systému ICS 3000 jsou okamžitě k dispozici náhradní přístroje (předchozí modely) DASH 2000 a ERA 300.

Technické vybavení zákrového sálu (obr. 5-2):

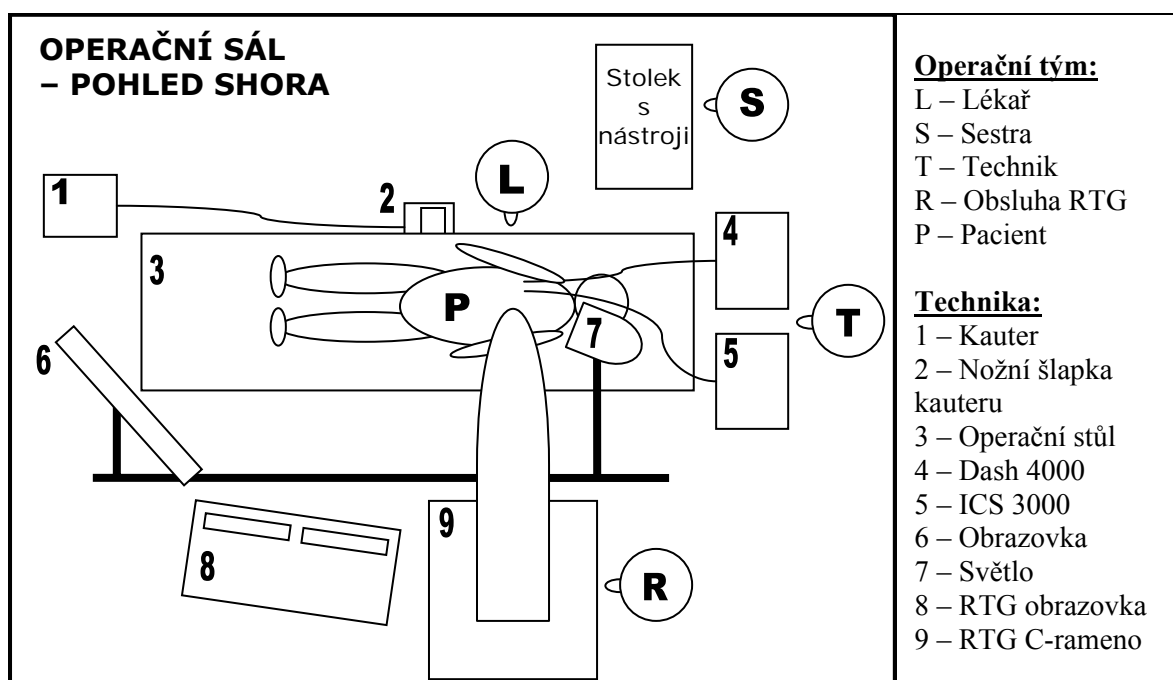
1. Kauter:
 - Chiratom 70 – slouží k zástavě krvácení v místě rány (řezu kapsy) působením VF proudu (koagulace). Obsluhuje lékař.
2. Nožní šlapka kauteru:
 - Ovládání kauteru. Obsluhuje lékař.
3. Polohovatelný operační stůl (RTG transparentní):
 - Stůl musí umožňovat průsvit RTG paprsků (transparentní). Je polohovatelný dálkovým ovladačem, který je připojený ke stolu kabelem. Obsluhuje technik na požádání lékaře.
4. Monitor životních funkcí:
 - DASH 4000 (*viz kapitola 5.3.1 – DASH 4000*). V případě poruchy je zálohou DASH 2000. Obsluhuje technik – nutná komunikace s lékařem.
5. Operační modul:
 - ICS 3000 (*viz kapitola 5.3.2 – ICS 3000*). V případě poruchy je zálohou ERA 300. Obsluhuje technik – nutná komunikace s lékařem.
6. Obrazovka pro operujícího lékaře:
 - Pomocí video přepínače lze přepínat mezi zobrazením vnitřního a povrchového EKG. Je napájen přes ochranný oddělovací transformátor pro odstranění nebezpečného dotykového napětí (ochrana pacienta). Obsluhuje technik na požádání lékaře.
7. Operační světlo:
 - Obsluhuje technik na požádání lékaře.
8. RTG přístroj Siemens – Zobrazovací část:
 - Dvě obrazovky – jedna zobrazuje zapamatovaný obraz a druhá zobrazuje v reálném čase. Obsluhuje radiologický asistent.

9. RTG přístroj Siemens – C-rameno – akviziční část:
 - o Siemens SIREMOBIL Compact. Obsluhuje radiologický asistent.

Operační tým tvoří:

- Lékař – kardiolog
- Všeobecné sestry se specializovanou způsobilostí:
 1. instrumentářka (ve sterilní části – na sále)
 2. druhé sálové sestry (v nesterilní části – mimo sál)
- Radiologický asistent
- Klinický (biomedicínský) inženýr – technik

[44]



Obr. 5-2: Schéma operačního sálu: vybavení, personál a pacient při výkonu. Obrázek 5-12 na konci kapitoly zobrazuje fotografii ze sálu z pohledu za lékařem

5.3 Měřicí přístroje

Současně používané měřicí přístroje jsou DASH 4000 a ICS 3000. DASH 4000 je monitorem životních funkcí a tak zvládá vyhodnocování více parametrů než je při běžné implantaci či výměně kardiostimulátoru nutné. Z hlediska potřeby je tedy nejdůležitější sledovaným ukazatelem křivka povrchového EKG. V případě nutnosti je ovšem možné sledovat i další parametry jako například dechovou křivku, saturaci krve O_2 , centrální tlak aj. Tyto další fyziologické ukazatele jsou využívány zejména když je pacient přivezen ve vážném stavu např. z oddělení JIP.

Co se ICS 3000 týče, je zástupcem hned tří různých zařízení, a to externího kardiostimulátoru, elektrokardiografu a programátoru kardiostimulátorů. Je tedy používán pro záznam vnitřního EKG, zajišťuje externí stimulaci srdce a nakonec je pomocí ICS 3000 kardiostimulátor naprogramován.

5.3.1 DASH 4000



Obr. 5-3: Monitor životních funkcí – DASH 4000

Účel použití

Přístroj DASH 4000 (obr. 5-3) společnosti GE Medical Systems Information Technologies, je určen k monitorování fyziologických údajů u dospělých, dětských a novorozeneckých pacientů v nemocničním zařízení. Proto se mu také říká monitor životních funkcí (dále v textu pouze monitor). Monitorovací systém lze mimo jiné používat pro poskytování fyziologických informací do klinického informačního systému prostřednictvím volitelné datové sítě. Tyto informace se mohou zobrazovat, ukládat a tisknout a mohou se z nich odvozovat trendy průběhů. Monitor lze také skrze tuto síť obsluhovat. Přístroj obsahuje vnitřní tiskárnu pro okamžitý tisk EKG nebo je možno ho připojit k tiskárně externí pomocí datové sítě.

Při monitorování na kardiostimulačním sále je nejdůležitější sledování a průběh srdeční činnosti (EKG). Běžně se také sleduje dechová frekvence, avšak neinvazivní krevní tlak a saturace krve O_2 se měří jen při vážnějších stavech, např. pacientovi přivezenému z JIP (jednotka intenzivní péče) nebo na požádání lékaře. Při výkonu jsou pomocí monitoru DASH 4000 hlídány anomálie srdeční činnosti. Např. tzv. extrasystola vzniká při zasunutí cévky, nebo občas při manipulaci s ní uvnitř srdce. Dále je sledována stimulační aktivita, tj. jak velká amplituda uměle přivedeného stimulu (externí stimulace) vyvolá akční potenciál srdce. Na základě těchto hodnot se nastavují napěťové prahy kardiostimulátoru.

Pacientský monitor má výpočetní programy pomáhající při léčbě kriticky nemocných pacientů. Tyto programy jsou:

- Kardiologické výpočty
- Pulmonální výpočty
- Výpočty dávek

Kardiologické výpočty

Program kardiologických výpočtů zobrazuje důležité hodnoty hemodynamických parametrů. Tyto parametry jsou rozděleny do dvou skupin:

- Monitorované parametry
- Vypočítané parametry

Monitorované parametry

Hodnoty monitorovaných parametrů se získávají z dostupných monitorovaných patientských údajů. Pouze hodnoty hmotnosti a výšky se musí zadat manuálně. V tabulce níže (tab. 5-1) jsou uvedeny monitorované parametry, označení používaná k jejich identifikaci na obrazovce a jednotky měření.

Monitorované parametry		
Parametr	Označení	Jednotky
Minutový objem	CO	l/min
Srdeční frekvence	HR	BPM (tepů/min)
Střední arteriální tlak	MAP	mmHg
Centrální venózní tlak	CVP	mmHg
Pulmonální arteriální střední tlak	PAM	mmHg
Pulmonální arteriální tlak v zaklínění *	PAW	mmHg
Pulmonální arteriální diastolický tlak *	PAD	mmHg
Tlak v levé síni *	LA	mmHg
Hmotnost	HMOTNOST	kg nebo libry
Výška	VÝŠKA	cm nebo palce
* Volitelné v menu; v aktuálním čase lze používat jen jednu možnost.		

Tab. 5-1: Program kardiologických výpočtů – Monitorované parametry

Vypočítané parametry

Hodnoty vypočítaných parametrů se objeví na obrazovce automaticky. V tabulce níže (tab. 5-2) jsou uvedeny vypočítané parametry, značky používané k jejich identifikaci při zobrazení a jednotky měření.

Vypočítané parametry		
Parametr	Označení	Jednotka
Plocha povrchu těla	BSA	m ²
Srdeční index	CI	l/min/m ²
Tepový objem	SV	ml/tep
Systemická vaskulární rezistence	SVR	dyn·sec/cm ⁵
Index systemické vaskulární rezistence	SVRI	dyn·sec·m ² /cm ⁵
Pulmonální vaskulární rezistence	PVR	dyn·sec/cm ⁵
Index pulmonální vaskulární rezistence	PVRI	dyn·sec·m ² /cm ⁵
Index tepové práce levé komory	LVSWI	G·m/m ²
Index tepové práce pravé komory	RVSWI	G·m/m ²

Tab. 5-2: Program kardiologických výpočtů – Vypočítané parametry

Pulmonální výpočty

Při posuzování pacientů v kritickém stavu je nezbytně nutné zahrnout všechny aspekty pohlcování, transportu a předávání kyslíku. Tyto parametry se neměří přímo, ale odvozují se od monitorovaných kardiopulmonálních hodnot. Výčet těchto parametrů je rozsáhlý a pro tuto práci nepodstatný, informace lze najít v publikaci: [45].

Výpočty dávek

V běžné praxi je podávání léků intravenózní a mnoho léků se titruje podle fyziologické reakce pacienta na medikaci. Důležitými faktory v lékové terapii jsou vždy přesnost a bezpečnost. Základem je přesná kontrola podávání léků. Funkce výpočtu dávek je důležitá, protože poskytuje přesnou a bezpečnou metodu stanovení dávky léku. Podrobněji viz: [45].

EKG

EKG je primárním monitorovacím parametrem. Měří srdeční frekvenci, analyzuje arytmie, detekuje funkci kardiostimulátoru a myokardickou ischémií.

Příprava pokožky

Kvalita údajů EKG zobrazených na monitoru je přímo úměrná kvalitě elektrického signálu získaného v místě elektrody. Pro dobrou kvalitu signálu v místě elektrody je nezbytná správná příprava pokožky.

Umístění elektrod by mělo být na ploché oblasti těla bez svalů. Potom je nutné pokožku připravit podle protokolu platného pro dané oddělení.

Postup pro přípravu pokožky je následující:

1. Na zvolených místech vyholit ochlupení.
2. Otřít jemně povrch pokožky, aby se odstranily odumřelé buňky.

3. Místa aplikace očistit alkoholem nebo mírným mýdlovým roztokem. Je nutné odstranit veškeré mastné zbytky, odumřelé buňky pokožky a abraziva. Zbývající částičky abraziva mohou být zdrojem šumů.
4. Před aplikací elektrod pokožku dokonale osušit.

Umístění elektrod

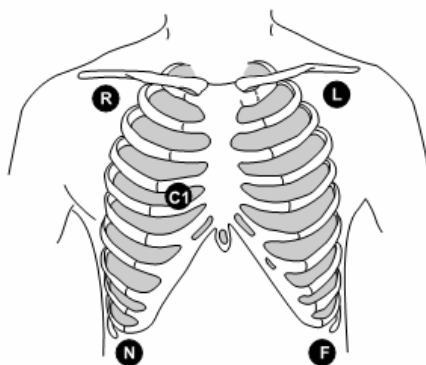
V následující tabulce (tab. 5-3) jsou uvedeny značky používané k identifikaci každého svodu. Také je uvedeno příslušné barevné označení dle standardů AHA (American Heart Association) a IEC (International Electrotechnical Commission).

Svod (softwarové označení)	Barva (AHA)	Označení (AHA)	Barva (IEC)	Označení (IEC)
RA (pravá paže)	bílá	RA	červená	R
LA (levá paže)	černá	LA	žlutá	L
RL (pravá noha)	zelená	RL	černá	N
LL (levá noha)	červená	LL	zelená	F
V1 (prekardiální)	hnědá	V1	bílá	C1
V2 (prekardiální)	žlutá	V2	žlutá	C2
V3 (prekardiální)	zelená	V3	zelená	C3
V4 (prekardiální)	modrá	V4	hnědá	C4
V5 (prekardiální)	oranžová	V5	černá	C5
V6 (prekardiální)	purpurová	V6	nachová	C6

Tab. 5-3: Označení svodů

Umístění elektrod 5svodového EKG (obr. 5-4)

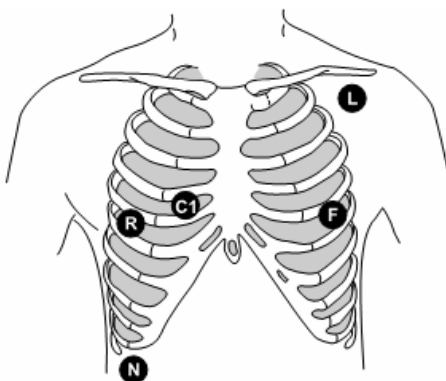
Barva a označení svodů je dle standardu IEC (International Electrotechnical Commission). Elektrody pravé (R) a levé paže (L) musí být umístěny těsně pod pravou a levou klíční kostí. Elektrody pravé (N) a levé nohy (F) se musí nacházet na místě bez svalů na spodním okraji hrudního koše. Prekardiální elektroda (C1 – C6) se umístí podle preference lékaře.



Obr. 5-4: 5svodové umístění elektrod

Umístění elektrod u pacientů s kardiostimulátorem (obr. 5-5)

Barva a označení svodů je dle standardu IEC (International Electrotechnical Commission). Aby došlo k modifikaci detekce elektrických signálů generovaných kardiostimulátorem, musí se umístění elektrod oproti 5svodové konfiguraci EKG změnit. Doporučenou konfigurací je: elektroda pravé paže (R) se přemístí dolů na páte mezižebří a elektroda levé nohy (F) se přemístí nahoru na páte mezižebří.



***Obr. 5-5:** Umístění elektrod u pacientů s kardiostimulátorem*

Tato konfigurace umístění umožňuje monitorování EKG pacientů s kardiostimulátorem. Pro potlačení artefaktu od kardiostimulátoru lze nastavit dva různé algoritmy. Který režim (algoritmus) je pro daného pacienta lepší, musí posoudit lékař. Je-li aktivován některý režim stimulace, umístí software při každém sepnutí kardiostimulátoru na křivku umělý jehlový impulz. Když je detekce kardiostimulátoru zapnuta, je to indikováno na displeji monitoru.

Alarmy

Přístroj umožňuje důležité detekování nežádoucích stavů a reaguje na ně alarmem. Například je monitor schopen vyhodnocovat a upozorňovat alarmem na mnoho arytmií jako např. bradykardie, tachykardie, síňová fibrilace, asystolie, kuplet a další.

Alarmy o stavu pacienta

Alarmy o stavu pacienta představují informace nejvyšší priority. Aktivují se stavem pacienta, který překročil povolené limity, nebo při výskytu arytmiie. Alarmy o stavu pacienta mají čtyři možné úrovně:

1. KRIZE — ohrožení života. Alarmy KRIZE zní, dokud je neukončí uživatel.
2. VÝSTRAHA — vážný stav bez ohrožení života. Alarmy VÝSTRAHA zní, dokud se nevyřeší stav, který je aktivoval.
3. UPOZORNĚNÍ — stav vyžadující sledování, který však není vážný ani nepředstavuje ohrožení života. Alarmy UPOZORNĚNÍ zní, dokud se nevyřeší stav, který je aktivoval.
4. ZPRÁVA — pouze doplňkové informace bez aktivace alarmu.

Alarmy o stavu systému

Alarmy o stavu systému se aktivují při výskytu problémů s mechanickou nebo elektrickou částí. Mají nižší prioritu než alarmy o stavu pacienta. Alarmy o stavu systému mají tři možné úrovně:

1. VÝSTRAHA — vážné problémy s mechanickou nebo elektrickou částí.
2. UPOZORNĚNÍ — problémy s mechanickou nebo elektrickou částí.
3. ZPRÁVA — pouze doplňkové informace.

Další možnosti měření

Invazivní měření krevního tlaku

Invazivní monitorování tlaku krve umožňuje snímač, který převádí změny tlaku na elektrické signály. Tyto signály se v přístroji zesilují a zobrazují jako numerické hodnoty a křivky průběhu.

Monitorování NBP – neinvazivní krevní tlak

Jelikož přístroj není schopen slyšet průtok krve tak, jako člověk při auskultační metodě, měří amplitudy oscilací vytvářené manžetou pro měření tlaku. Automatické neinvazivní monitorování krevního tlaku tedy využívá oscilometrické metody měření. Tlak krve působící proti manžetě vytváří měřené oscilace. Oscilace s největší amplitudou představují střední tlak, na jeho základě se vypočítá systolický a diastolický tlak.

Monitorování SpO₂

Monitorování SpO₂ je neinvazivní technika. Měřením absorpce světla o určité vlnové délce lze získat informaci o množství okysličeného hemoglobinu (saturaci) a tepovou frekvenci. Zdroj světla na jedné straně snímače generuje světlo procházející tkání na fotodetektor na straně opačné a zde se přeměňuje na elektrický signál. Monitor tento elektrický signál zpracovává a zobrazuje křivku a číselné hodnoty pro SpO₂ a tepovou frekvenci.

Monitorování respirace

Dechovou frekvenci lze zaznamenávat měřením změn hrudní impedance prostřednictvím EKG svodů I nebo II (viz kapitola 2.2.3 - *Elektrokardiogram*).

- Svod I poskytuje dobrou detekci hrudního dýchání (horní část hrudníku). Je však náchylnější ke kardiogenním artefaktům.
- Svod II poskytuje dobrou detekci hrudního dýchání a dýchání horní částí břicha (spodní část hrudníku). Je náchylnější k artefaktům jak kardiogenním, tak plynoucím z pohybu (hlavy, krku a paží).

Monitorování teploty

Protože se konektor pro teplotu na monitoru používá také pro srdeční výdej, nelze zároveň monitorovat teplotu i srdeční výdej. Teplotu je možno monitorovat pomocí interních a externích snímačů řady YSI 400 a 700.

Monitorování parametrů umožněné pomocí volitelného příslušenství:

- Monitorování saturace smíšené venózní krve kyslíkem (SvO₂)
- Měření srdečního výdeje (k dispozici pouze v sadě softwaru CARDIO-PULMONARY)
- Respirační mechanika

- Monitorování CO₂ na konci výdechu
- Monitorování anestetických plynů
- Transkutánní pO₂/pCO₂
- Monitorování impedanční kardiografie (ICG)
- Monitorování elektroencefalografu (EEG)
- Monitorování bispektrálního indexu (BIS)

Připojení přístroje DASH 4000 na datovou síť

Pacientský monitor má vestavěný přijímač-vysílač pro kroucenou dvojlinku. Základní galvanické oddělení (1500 V střídavého napětí) izoluje pacienta od jiných zařízení v síti. Propojení monitoru životních funkcí DASH spolu s PC nebo jinými monitory je možné dvěma způsoby (*více v kapitole 6.2*):

1. Pomocí konektoru Ethernet
2. Přes volitelnou součást: Bezdrátový systém LAN

[45], [46], [47]

5.3.2 ICS 3000



Obr. 5-6: Systém řízení implantátu – ICS 3000

V MNO je při zákrocích na kardiostimulačním sále používán přístroj ICS 3000 (obr. 5-6). Zkratka ICS znamená systém řízení implantátu („*Implant Control System*“). Jedná se o mobilní programovací jednotku – operační modul, který umožňuje měření a vyhodnocování některých fyziologických parametrů, externí stimulaci srdečního svalu a naprogramování implantátu. Přístroj je ovládán dotykově pomocí barevného TFT („*Thin Film Transistor*“) displeje. Obsahuje vestavěnou termotiskárnu, vypalovací jednotku CD-RW, porty USB a pevný disk o kapacitě 30 GB. Displej lze odejmout od zbytku a mít tak možnost přenášet pouze tablet s výdrží jeden a půl

hodiny na dobíjecí baterii. Zařízení umožňuje export/import dat skrze rozhraní USB nebo médium CD a to ve formátu „pdf“ nebo XML. Externí tiskárnu lze připojit přes rozhraní Bluetooth či USB.

Operační modul je kompatibilní s kardiostimulátory a ICD („*Implantable Cardioverter – Defibrillator*“) uvedenými v tabulce 5-4.

Kardiostimulátory		ICD
Actros	Neos	Belos
Axios	Philos	Cardiag Airbag
Cylos	Philos II	Kronos LV-T
Dromos	Physios	Lexos
Eikos SLD	Pikos	Lumax
Ergos	Protos	Lumos
Lemnos	Special	Xelos DR-T
Karos	Stratos	
Logos	Talos	
Metros	Trios	
Nanos	Triplos	
ICD - Implantabilní kardioverter - defibrilátor		

Tab. 5-4: Podporované kardiostimulátory a ICD

V MNO používají ICS 3000 spolu s přídatným modulem „*Implant Module*“. Díky tomu je umožněno provádět:

- Měření a záznam vnitřního (IEKG) i vnějšího EKG
- Snímání parametrů z implantabilních kardiostimulátorů a kardioverterů – defibrilátorů (ICD), jejich programování a testování
- Vnější stimulaci srdečního svalu – externí kardiostimulaci
- Vyhodnocení následujících parametrů:
 - Impedance elektrody
 - Hodnota IEKG
 - Napěťový práh
 - Negativní odezva bránice na maximální impuls
 - Wenckebachův bod
 - Retrogradní vodivost
 - Doba mezi vlnou P a R

Impedance elektrody:

Měření elektrické vodivosti mezi elektrodou a endokardem (v ohmech). Jedná se o ukazatel kvality kontaktu mezi cévkou a srdcem.

Hodnota intrakardiálního – vnitřního EKG:

Absolutní hodnota amplitudy intrakardiálního EKG. Na základě této hodnoty je poté nastavena citlivost („*sensing*“) – Funkce kardiostimulátoru detekovat vlastní akci srdce, která je vyšší než

nastavená hodnota (podle režimu kardiostimulátoru se impuls buď inhibuje, nebo vysílá). Nastavuje se polovina absolutní hodnoty IEKG.

Napěťový práh:

Hodnota napětí při níž dochází k podráždění a stahu srdce při zevní stimulaci. Kardiostimulátor bývá nastaven na dvojnásobek této hodnoty, avšak minimálně na 2,5 V. Tato minimální hodnota je nastavena před přesunem pacienta z kardiostimulačního sálu na lůžkové oddělení a může být později lékařem snížena.

Negativní odezva bránice na maximální impuls:

Sledování vzniku podráždění nervu inervujícího bránici vysláním impulsu o maximální amplitudě 10 V.

Wenckebachův bod:

Při umělé stimulaci síní vzrůstající frekvencí se takto označuje hodnota frekvence, při které již nedochází k převodu vzruchů na komory v poměru 1:1.

Retrográdní vodivost (vedení):

Vyhodnocování opačně, a tudíž patologicky jdoucího akčního potenciálu.

Doba mezi vlnou P a R:

Čas přechodu akčního potenciálu ze síně na komoru.

V praxi je systém řízení implantátu využíván pro sledování a vyhodnocování výše uvedených parametrů. Co se EKG týče, je zaznamenáváno pouze IEKG a pro měření povrchového EKG je využit DASH 4000. ICS 3000 nedokáže, oproti DASH 4000, zvukově signalizovat QRS komplex. Navíc ICS 3000 není monitorem životních funkcí, a proto je nutné současně používat i patientský monitor DASH 4000 i pro případ potřeby snímání více fyziologických údajů.

Velká paměť přístroje (30 GB) umožňuje vytváření databáze obsahující pacienty a jejich naměřená data. Lze tedy mít tzv. mobilní kliniku. Zaznamenaná data ve formě průběhů (EKG křivka), naměřených hodnot, zadaných údajů o pacientovi a jiné administrační data lze odesílat na tiskárnu a vytisknout. Nebo, a to je pro tuto práci podstatnější, lze data exportovat na CD nebo skrze port USB na paměťovou kartu „flash“.

Formáty v jakých lze data exportovat, případně importovat jsou dva:

1. „pdf“ („*Portable Document Format*“) – Jedná se o soubor obsahující informace v ucelené formě připravené přímo pro tisk. Soubor lze na PC otevřít a prohlížet si záznamy, které byly vybrány pro export, jako např. křivky EKG a hotové tabulky s naměřenými hodnotami.
2. „xml“ („*Extensible Markup Language*“) – Při použití tohoto formátu jsou data rozdělena do souborů s příponou xml. Jedná se o soubory určené k následnému zpracování a práci s nimi v PC a proto je tento formát podrobněji rozebrán v návrhu řešení v kapitole 6.3.4.

ICS3000 slouží mimo jiné k testování a programování implantátu telemetricky pomocí elektromagnetického pole.

Popis testovací sekvence - vyšetření

„Follow-up“ (vyšetření) implantovaného kardiostimulátoru je nezbytnou a mnohdy rozhodující částí péče o pacienta. Selhání při zajišťování vyšetření („follow-up“) může vést k potížím s baterií (nesprávná kontrola kapacity), poruchám stimulace v případě potřeby a k poruchám identifikace problémů kardiostimulátoru, které mohou vést až k závažným následkům pro pacienta.

Následující parametry slouží k automatizaci sekvencí při kontrole implantátu (při vyšetření neboli „follow-up“ algoritmu). Tyto parametry jsou uloženy v systému, a pokud je u nich nastaveno automatické provádění, jsou spuštěny automaticky během kontroly implantátu.

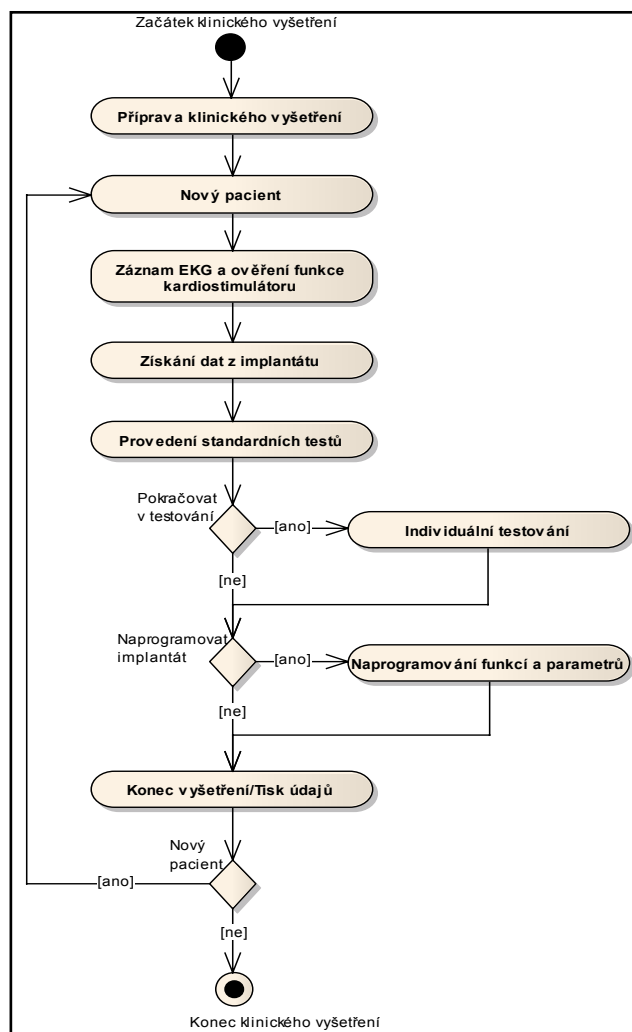
Lze konfigurovat automatizaci následujících parametrů:

- Měření baterie
- Měření elektrod
- Holter
- Test retrográdní vodivosti
- Tisk/Export
- Měření P vlny vlevo, vpravo
- Měření R vlny vlevo, vpravo
- Prahový test v síni
- Prahový test v komoře

Nastavení testů:

Zvolené parametry jsou použity pro testy při kontrole implantátu.

- Prahový test
 - Základní frekvence
 - Rozlišení
 - Počet pulsů
 - Report (nastavení tisku)
- Měření P/R vlny
 - Základní frekvence
 - Doba trvání
 - Report (nastavení tisku)
 - IEGM A
- Test retrográdní vodivosti
 - Základní frekvence
 - Doba trvání
 - Report (nastavení tisku)
- IEGM
 - Doba trvání
 - Report (nastavení tisku)



Obr. 5-7: Sekvence klinického vyšetření

Algoritmus klinického vyšetření („follow-up“) (obr. 5-7):

1. Záznam a vyhodnocení EKG
2. Kontrola funkčnosti stimulace implantátu
3. Získání dat z implantátu – po navázání telemetrického kontaktu jsou automaticky provedeny následující procesy:
 - Identifikace implantátu
 - Získání současného programu implantátu
 - Všechny data z implantátu jsou přeneseny do programátoru
4. Vyhodnocení stavu implantátu a zobrazení „follow-up“ obrazovky
 - V případě potřeby:
 - Vyhodnocení statistik
 - Vyhodnocení Holteru
 - Po stažení dat z implantátu je zobrazena „follow-up“ obrazovka s možnostmi:
 - Kontrola stavu baterie

- Zobrazení událostí v historii jako například tachykardie, chyby elektrod (impedance) a Pacemakerové tachykardie (PMT) neboli tachykardie nekonečné smyčky
 - Statistiky
5. Provedení standardních testů automaticky nebo manuálně
 6. Konfigurace funkcí a parametrů programu (závisí na výsledcích „follow-up“ testů)
 - Změny se mohou provést i dočasně pro testování, avšak nakonec je program do implantátu nahrán trvale
 7. Přenos programu trvale do implantátu
 8. Tisk údajů a „follow-up“ dat

Programování

Programování kardiostimulátorů a ICD probíhá telemetricky skrze elektromagnetické pole, které vytváří hlavice přístroje. Programování probíhá, až když je zařízení implantováno.

Programované parametry u kardiostimulátorů:

- Základní frekvence, např. 60 stimulů za minutu
- Režim (DDD, VDD, atd.)
- Napěťové prahy (v síní a komoře)
- Šířka impulsu
- Citlivost („sensing“)
- Hystereze
- Rozlišení „Den/Noc“ (jiná základní frekvence ve dne a v noci)
- Časování kardiostimulátoru (refrakterní doba)

[13], [48], [49], [50], [51]

5.4 Implantační postup

Implantační postup platí pro běžnou implantaci jedno či dvou-dutinového kardiostimulátoru. Pacient je před přivezením na sál personálem poučen o plánovaném zákroku, jeho průběhu a délce. Implantační postup lze rozdělit do třech fází:

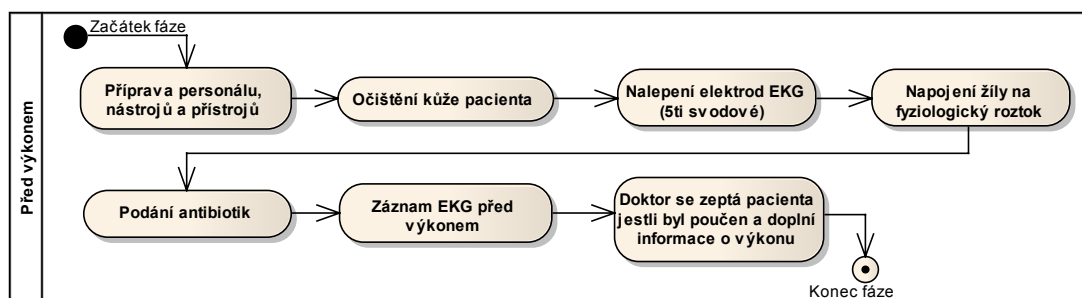
1. Fáze přípravná
2. Fáze během výkonu
3. Fáze po implantaci

5.4.1 Fáze přípravná

Popis diagramu aktivit pro přípravnou fázi (obr. 5-8):

1. Příprava personálu, nástrojů a přístrojů.
2. Očištění kůže pacienta.
3. Nalepení elektrod pro měření vnějšího EKG (5svodové rozmístění) a dechové křivky pomocí DASH 4000. Podle indikace lékaře i nasazení snímače pro měření saturace SpO₂ a krevního tlaku. Zajištění dostatečně kvalitních signálů (EKG). Zjistí-li se nějaké rušení

- v průběhu EKG, biomedicínský inženýr zanalyzuje zdroj tohoto rušení a podnikne kroky k jeho odstranění, případně minimalizaci.
4. Napojení („zajištění“) žíly na fyziologický roztok pro případ potřeby podání farmak.
 5. Podání analgetik tišících bolest a antibiotik jako prevence vzniku infekce.
 6. Záznam (vytisknutí) EKG před výkonem.
 7. Lékař se pacienta zeptá, zda byl o implantaci poučen a případně doplní informace, např. jak dlouho bude výkon bez potíží trvat (u jednodutinového kardiostimulátoru asi 50 minut).



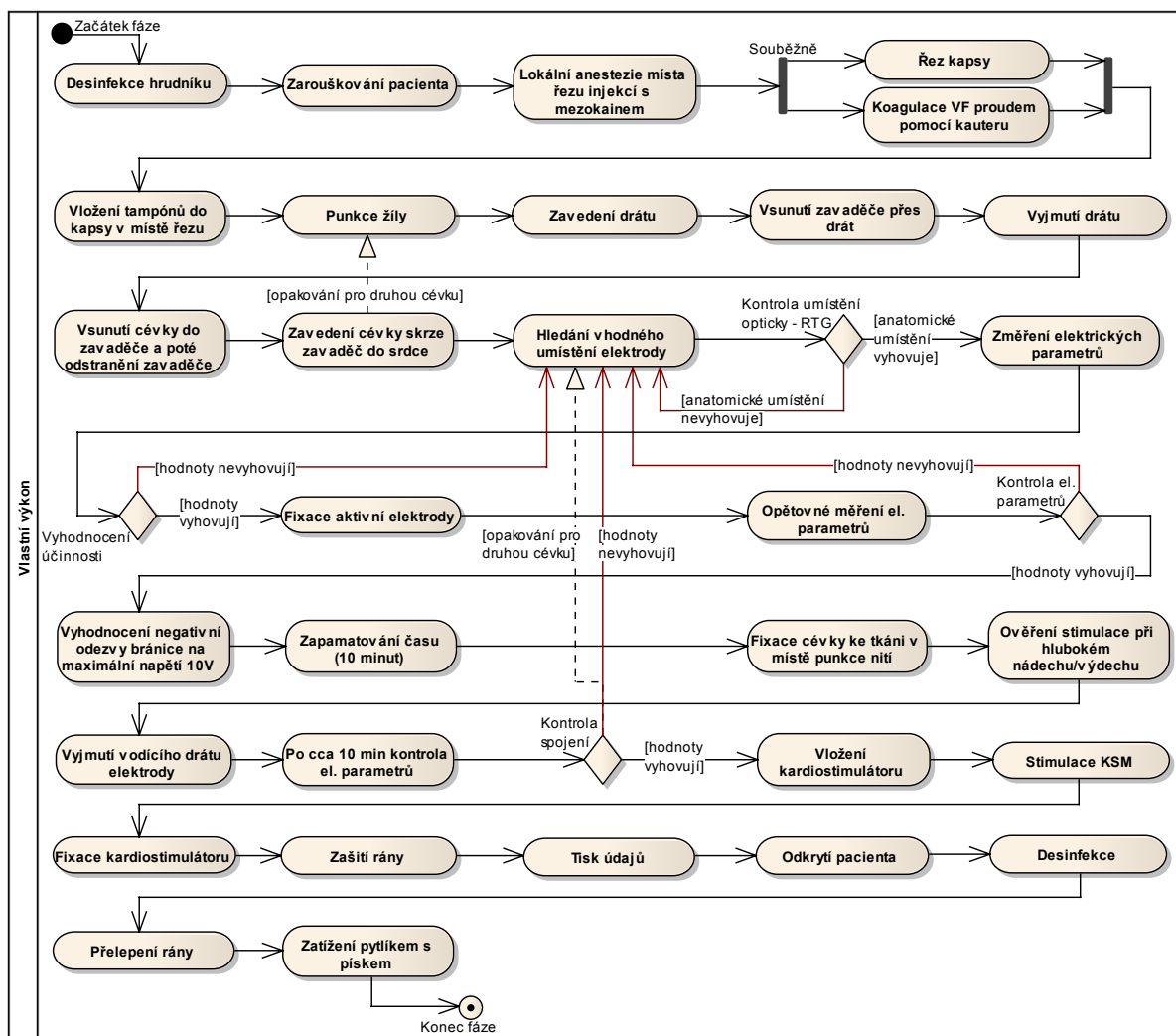
Obr. 5-8: Diagram aktivít: Přípravná fáze

5.4.2 Fáze během výkonu

Popis diagramu aktivit pro fázi během výkonu (obr. 5-9):

1. Desinfekce hrudníku.
2. Zarouškování (celkové přikrytí) pacienta jednorázovou rouškou s průhlednou tenkou fólií v místě řezu.
3. Lokální anestezie místa injekcí s mesokainem – dávka podle potřeby na základě hmotnosti a vnímavosti pacienta. Lékař se ptá pacienta, zda cítí bolest.
4. Řez kapsy v podklíčkové oblasti na hrudníku vpravo (podle potřeby může být i vlevo) spolu s použitím kauteru pro zastavení krvácení (koagulace VF proudem).
5. Vložení tampónů do vzniklé kapsy v místě řezu – zabraňuje prosakování krve.
6. Punkce žíly jehlou v poloze „Trendelenburg“ (poloha vleže, kdy pánev je výše než hlava). Postup od tohoto kroku se opakuje i pro druhou cévku v případě potřeby dvoudutinové stimulace.
7. Vsunutí drátu.
8. Nasunutí zavaděče přes drát.
9. Vyjmutí drátu.
10. Vložení cévky do zavaděče a odstranění zavaděče roztržením jeho částí.
11. Zavedení cévky až do srdce (komory nebo síně – podle potřeby stimulace). V případě nutnosti zavést další elektrodu, je postup zopakován od kroku 6.
12. Hledání vhodného umístění elektrody z hledisek: anatomického a účinnosti stimulace. Umístění se kontroluje opticky pomocí RTG. Po připojení zavedené elektrody k ICS se umístění vyhodnocuje pomocí měření elektrických parametrů a v případě nevyhovujících naměřených hodnot je postup opakován.
13. Změření elektrických parametrů: impedance (vodivost), napěťový práh a intrakardiální EKG. V hledání vhodného umístění se pokračuje tak dlouho, dokud spojení elektrody

- s tkání (endokardem) není optimální neboli dokud nevyhovují všechny měřené parametry, v takovém případě je postup opakován od kroku **12**.
- Ukázkový případ naměřených hodnot: impedance elektrody (800 Ω), napět'ový práh (2,1 V), IEKG (o amplitudě 5mV)
14. Pokud vše vyhovuje elektrofyziologicky i anatomicky je provedena fixace elektrody (u aktivní elektrody). Po tomto kroku všechny změny umístění elektrody, vyžadují nejprve elektrodu odfixovat.
 15. Opětovné měření: impedance (550 Ω), napět'ového prahu (1,5 V) a IEKG (v rozmezí 4 – 7 mV) – první dvě hodnoty jsou nižší a tudíž i lepší, IEKG je vyšší a tedy také lepší. V případě horších hodnot je nutné buď počkat deset minut pro posttraumatické ustálení nebo opakovat postup od kroku **12** z nutností elektrodu odfixovat (v případě aktivní elektrody).
 16. Vyhodnocení negativní odezvy bránice na impuls o maximálním napětí 10V (záškuby) – nízký výskyt. Zjišťuje se pohmatem nebo pomocí RTG. Snižovat napětí způsobující negativní odezvy lze až do určité meze, pod kterou již nelze elektrodu nechat na svém místě a je nutné ji přemístit (postup znovu od kroku **12**).
 17. Zapamatování času pro posttraumatické ustálení (10 minut). Obvykle přinese zlepšení měřených hodnot.
 18. Fixace cévky nitě ke tkáni v místě punkce.
 19. Ověření stimulace při hlubokém nádechu/výdechu. Při aktivní fixaci nebývá problém (pasivní je horší).
 20. Vyjmutí vodícího drátu elektrody, který v sobě cévka obsahuje.
 21. Změření po cca 10 minutách: impedance (560 Ω), IEKG (5 – 7,3 mV), napět'ový práh (0,6 V). V případě, že jsou vloženy cévky dvě, je následně postup opakován od kroku **12** i pro druhou elektrodu. Nevyhovující hodnoty vracejí postup ke kroku **12**.
 22. Vložení kardiostimulátoru (cévka, která vyčnívá, se stočí pod kardiostimulátorem).
 23. Stimulace kardiostimulátorem.
 24. Fixace kardiostimulátoru přišitím.
 25. Zastití podkoží a kůže (zhruba 6 + 6 stehů).
 26. Vytisknutí údajů:
 - DASH 4000: povrchové EKG.
 - ICS 3000: hodnoty IEKG (absolutní hodnota), napět'ový práh, negativní odezva bránice, impedance elektrody, 2 x průběh IEKG ke každé elektrodě (znázornění stimulačního prahu a vlastní akce), příp. Wenckebachův bod, převodní časy a retrogradní vedení.
 - Přiložení snímků z RTG.
 27. Odkrytí pacienta.
 28. Desinfekce.
 29. Přelepení rány sterilním krytím.
 30. Zatížení rány pytlíkem s pískem – zabrání vzniku modřiny.

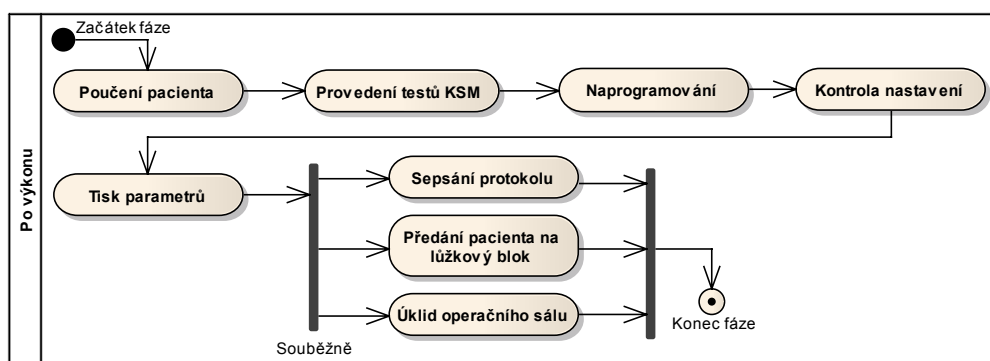


Obr. 5-9: Diagram aktivit: Fáze během výkonu

5.4.3 Fáze po implantaci

Popis diagramu aktivit pro fázi po implantaci (obr. 5-10):

1. Poučení pacienta, že nesmí minimálně 14 dní zvednout pravý loket (kardiostimulátor je vpravo) nad rameno a že se ještě bude kardiostimulátor programovat.
2. Provedou se testy kardiostimulátoru pomocí programátoru ICS 3000 – elektromagnetickým polem (viz kapitola 5.3.2 – ICS 3000).
3. Naprogramování kardiostimulátoru (viz kapitola 5.3.2 – ICS 3000).
4. Kontrola nastavení.
5. Tisk nastavených parametrů.
6. Sepíše se protokol – zpráva o výkonu.
7. Pacient se předá na lůžkové oddělení, kde bude minimálně 1 den ležet, podle stavu onemocnění.
8. Uklidí se sál.



Obr. 5-10: Diagram aktivit: Fáze po implantačním výkonu

5.4.4 Komplikace

Technické komplikace:

- Vadná elektroda nebo její závit na fixační části.
- Špatná vodivost v místě kontaktu – řeší se změnou umístění.
- Vadná baterie kardiostimulátoru – raritní výskyt.
- Fraktura cévky v důsledku pohybu – po čase.

Biologické komplikace:

- Vyvolání arytmií mechanickým podrážděním srdečního svalu při umísťování elektrody – řeší se úpravou polohy elektrody (adekvátní řešení ve většině případů), medikamentózně (u setrvávajících arytmií) případně defibrilací (ve vzácných případech, při vyvolání život ohrožujících arytmií).
- Po čase může vzniknout dekubitus („otlačenina“) – kardiostimulátor nebo elektroda intenzivně a trvale tlačí v místě usazení. To může mít za následek odumírání tkáně a místo je poté náchylnější ke vzniku infekce. Řešením je přemístění kardiostimulátoru včetně elektrody.
- Riziko zanesení infekce do místa implantace kardiostimulátoru nebo elektrody, případně její přenos do srdečních struktur.
- Hematom (kolekce krve) v ráně. Může vzniknout po zašití rány.
- Perforace myokardu (velmi zřídka, v MNO na kardiostimulačním sále nezaznamenali).
 - Vlivem perforace myokardu může vzniknout tamponáda srdeční – krev v osrdečnicku (tlak na srdce – horší práce). Je nutno řešit odstraněním krve z osrdečnickového vaku punkcí a/nebo operací.
- Riziko poranění okolních struktur:
 - podklíčková tepna – krvácení, vznik hematomu
 - pohrudnice – pneumotorax
- Úmrtí během nebo po výkonu nastává jen ve zcela výjimečných případech (pacient se nachází ve velmi těžkém stavu, perforace srdce).

5.5 Současný operační protokol

Podoba tištěného operačního protokolu je na obrázku 5-11.

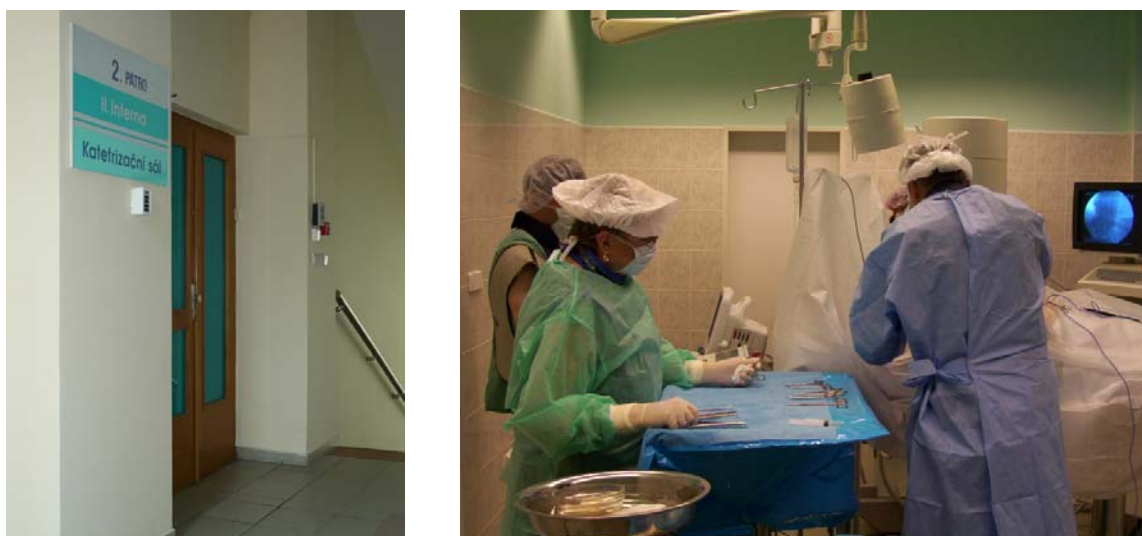
Kardiostimulační středisko Městská nemocnice Ostrava Operační protokol							
Rodné číslo:				Číslo protokolu:			
Pacient:				Pojišťovna:			
Bydliště:							
Symptom:				Datum primoimplantace:			
Ekg:				Datum operace:			
Etiologie:				Výkon od:		do:	
Diagnóza:				Délka výkonu:			
Primoimplantace 2D							
Adepta D				Medtronic		DDD	
Implantace: 13.1.2009 Výr. číslo:				Kód VZP:		Cena:	
Novus 5076						Cena:	
Implantace: 13.1.2009 Výr. číslo:				Kód VZP:		Cena:	
Novus 5076						Cena:	
Implantace: 13.1.2009 Výr. číslo:				Kód VZP:		Cena:	
						Cena:	
Implantace: 13.1.2009 Výr. číslo:				Kód VZP:			
Napětí [V]		Šířka [ms]		Proud [mA]		Impedance [Ω]	
Potenciál [mV]		Přístup					
Pravá komora:						R	
Levá komora:						R	
Síň:						P	
Dependence:		ne					
						v. Subclavia	
						v. Subclavia	
						zprava	
Průběh výkonu:							
Zápis průběhu výkonu...							
Operátor:		Instrumentářka:			Zapsal:		

Obr. 5-11: Podoba současného operačního protokolu

Po skončení výkonu jej lékař vytváří na PC v sousední místnosti kardiostimulačního sálu. Poté je zpráva o výkonu vytištěna a založena do složky pacienta. Aplikace „Implantační sálek“ pro tvorbu operačních protokolů běží pod operačním systémem Windows 98. Program využívá aplikace MS Access a umožňuje převod dokumentu do MS Excel nebo Word. Aplikace používá číselníky z centrálního registru ČR.

5.6 Problém

Zadání této práce vyplynulo ze současné situace v MNO. Zaměřeno je na situaci v kardiostimulačním sále (obr. 5-12) na oddělení II. Interny (kde je mimo jiné i sál katetrizační).



Obr. 5-12: *Vlevo: Vstup na oddělení II. Interny. Vpravo: Kardiostimulační sál*

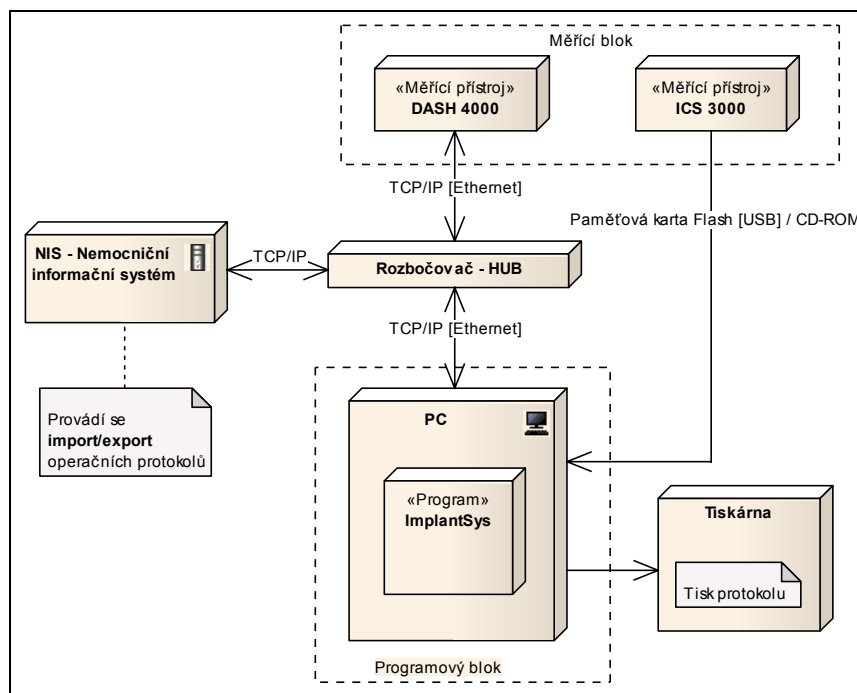
Zde jsou přístroje DASH 4000 a ICS 3000. Požadavkem je, aby data z těchto zařízení mohla být přenášena v elektronické podobě, a tak mohla být zapisována do operačního protokolu automaticky a ne ručně, jak je tomu doposud. Hlavním problémem tedy je nalézt způsob, jakým by data z těchto přístrojů mohla být přenášena do počítače a následně zpracována. S tím souvisí i další možnosti návrhu řešení, kdy je možno navrhnout systém nejen pro komunikaci s uvedenými přístroji, ale i pro vytváření nových operačních protokolů v automatizované podobě a následné propojení z NIS (nemocniční informační systém).

6 Návrh řešení

6.1 Způsob realizace implantačního systému

Implantační systém (IS) pro potřeby MNO při implantacích kardiostimulátorů se skládá ze dvou bloků (obr. 6.1):

1. Měřicí blok
2. Programový blok



Obr. 6.1: Schéma implantačního systému

Měřicímu bloku připadají přístroje pro měření fyziologických signálů. Patří sem přístroje DASH 4000 a ICS 3000. V budoucnu bude možné rozšiřovat kompatibilitu implantačního systému pro připojení dalších zařízení.

Programový blok obsahuje PC a na něm spuštěnou aplikaci pro obsluhu IS, pro přehlednost nazvanou: **ImplantSys**. Aplikace bude navržena podle požadavků v této a sedmé kapitole. **ImplantSys** mimo jiné nahradí současně používaný program pro tvorbu operačního protokolu a v případě zájmu ze strany zadavatele bude umožňovat i oboustrannou komunikaci s NIS (viz kapitola 7.3).

6.2 Propojení PC a ostatních prvků

Přístroje pro měření fyziologických signálů (Měřicí blok) je potřeba připojit k PC (Programový blok), na kterém běží aplikace (ImplantSys) pro obsluhu implantačního systému. Každé zařízení má specifické požadavky na připojení k PC.

Fyzicky:

Propojení PC a DASH 4000

Propojení monitoru životních funkcí DASH 4000 spolu s PC je možné dvěma způsoby:

1. Pomocí konektoru Ethernet
2. Přes volitelnou součást: Bezdrátový systém LAN (Pouze DASH 3000/4000/5000)

Ethernet

Návrh řešení v této práci je zaměřen na využívání konektoru Ethernet, který je umístěný na zadní straně přístroje. Pomocí tohoto konektoru je také možné síťové připojení k ostatním monitorům a přístrojům v síti pro sledování pacientů. Přenosová rychlost: 10 Mb/s.

Požadavky propojení:

- Síťová karta v PC vyhovující normě IEEE 802.3
- V případě přímého propojení monitoru s PC: Křížená kroucená dvojlinka (STP - Shielded Twisted Pair), kategorie 5 nebo 5E s koncovkou RJ-45
- V případě propojení skrze rozbočovač („hub“): Kroucená dvojlinka (STP) kategorie 5 nebo 5E s koncovkou RJ-45
- Galvanické oddělení mezi PC a přístrojem DASH 4000, a to buď:
 - Vlastní, základní galvanické oddělení (1500 V střídavého napětí)
 - Pomocí rozbočovače („hub“) s galvanickým oddělením
 - Pomocí převodu na optické vlákno a zpět (dražší varianta)

Vrstvy modelu OSI („Open Systems Interconnection“, propojení otevřených systémů) (tab. 6-1):

Vrstva	Popis
Aplikační	Datová struktura parametrů
Prezentační	Struktura BEDMSG
Relační	UDP
Transportní	IP
Síťová	IEEE 802.3 struktura paketů
Spojová	IEEE 802.3 přijímač-vysílač
Fyzická	IEEE 802.3 sběrnice

Tab. 6-1: Vrstvy modelu OSI

Bezdrátový systém LAN

Volitelným příslušenstvím monitoru DASH 4000 je bezdrátová síťová karta. Funkčně splňuje stejné podmínky jako připojení přes Ethernet. Je kompatibilní se standardy 802.11 a 802.11b. Bezdrátový systém LAN umožňuje uživateli pohyb (v rámci pokrytí přístupového bodu) a udržovat přitom silné bezporuchové připojení k datové síti. Přístupové body sklouzí k bezdrátovému připojení monitoru na kabelovou infrastrukturu sítě v dané budově. Oblasti pokryté přístupovými

body se vzájemně překrývají, a tím se dosahuje kontinuálního pokrytí. Bezdrátově připojené monitory se chovají stejně jako monitory připojené k síti přímo kabelem.

Jak kabelové, tak i bezdrátové připojení monitoru k síti je pro uživatele transparentní. Na obrazovce se typ připojení neukazuje. Pokud je z monitoru připouštějícího bezdrátové připojení odpojen síťový kabel, tento monitor se automaticky snaží připojit bezdrátově. Pokud je k monitoru připouštějícímu bezdrátové připojení připojen síťový kabel, tento monitor automaticky přejde na připojení kabelem. Takováto automatická změna režimu připojení se aktivuje do tří sekund od připojení / odpojení kabelu. Jestliže je konfigurace monitoru uzpůsobena pro bezdrátové připojení, ale monitor je k síti připojen kabelem, kabelové připojení má přednost.

Logické propojení je rozebráno v *kapitole 6.3.3*.

ICS 3000

Data mohou být přenášena do aplikace ImplantSys pomocí vhodného média, a to buď na CD, nebo paměti „flash“. Přenos je tedy zajištěn buď skrze jednotku CD-ROM, nebo přes rozhraní USB.

Tiskárna

Aplikace bude mít podporu tisku protokolu na tiskárně připojené k PC běžným způsobem (USB, Ethernet, sériový port).

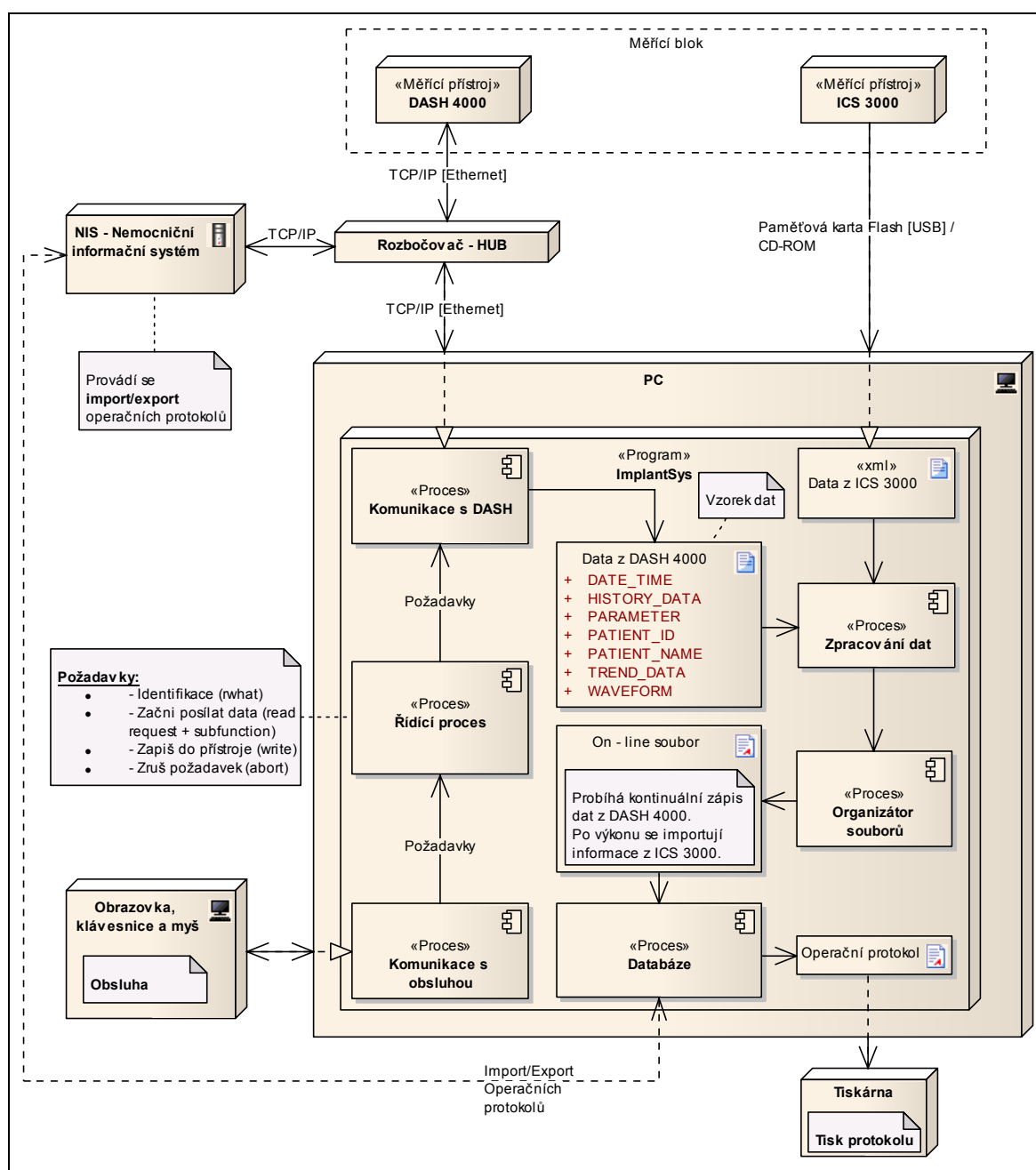
NIS - Nemocniční informační systém

Fyzické propojení z NIS je možné skrze rozhraní Ethernet. Návrh logického propojení je rozebráno v *kapitole 7.3*.

[46], [47], [52]

6.3 Aplikace ImplantSys

Schéma aplikace ImplantSys je na obrázku 6-2. ImplantSys bude určen pro platformu MS Windows, případně Linux. Postupně budou probírány a vysvětleny jednotlivé procesy.



Obr. 6-2: Schéma aplikace ImplantSys

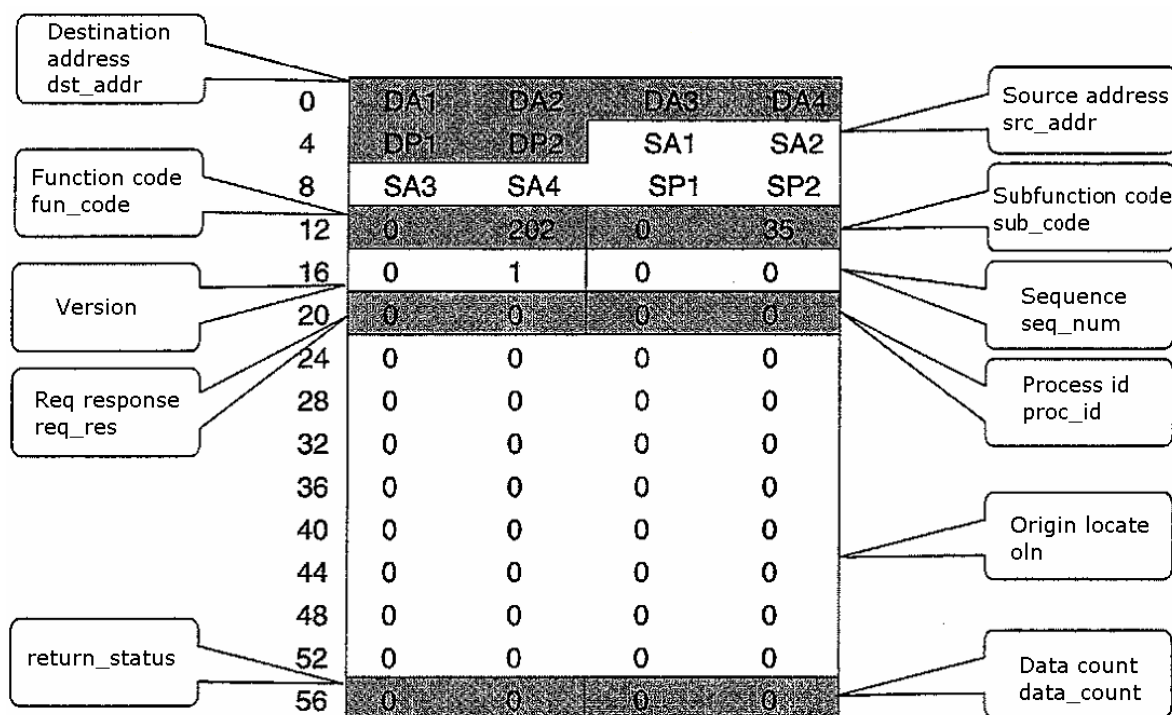
6.3.1 Proces: Komunikace s obsluhou

Obsluha aplikace ImplantSys je prováděna pomocí standardně připojených periférií - klávesnice a myš. Na obrazovce se personál orientuje v uživatelském prostředí, které bude vytvořeno na základě požadavků a návrhu v kapitole 7. Uživatel tak vkládá pokyny jak na obsluhu programu samotného, tak na komunikaci s přístrojem DASH 4000 a NIS.

6.3.2 Proces: Řídící proces

Zajišťuje zaslání požadavků – paketů „request“ přístroji DASH 4000. V případě, že zařízení DASH 4000 je označeno jako **server** a PC, na kterém běží aplikace ImplantSys je **klient**, jsou pakety „request“ definovány následovně (obr. 6-3):

- `dst_addr` – „*Destination adress*“ – Cílová adresa zařízení, ze kterého je potřeba získat data, se skládá z adresy IP (první 4 bajty) a z čísla portu (následující 2 bajty).
- `src_addr` – „*Source address*“ – Adresa IP zdroje posílajícího „request“ paket.
- `fun_code` – „*Function code*“ – Specifikuje, jakou akci má server vykonat. Například jednoduché čtení ze serveru definuje kód 202.
- `sub_code` – „*Subfunction code*“ – Kód podfunkce blíže definuje požadavek na server. V případě kódu funkce 202 a podfunkce 6 server odešle informace o jméně pacienta.
- `version` – Nepoužívá se, nastaveno na 1.
- `seq_num` – Nepoužívá se, nastaveno na 0.
- `req_res` – Nepoužívá se, nastaveno na 0.
- `proc_id` – Nepoužívá se, nastaveno na 0.
- `oln` – Nepoužívá se, nastaveno na 0.
- `return_status` – Nepoužívá se, nastaveno na 0.
- `data_count` – Jestliže se serveru odešle „request“ paket, je čítač dat nastaven na nulu.



Obr. 6-3: Struktura pole „request“ paketu. DA1-DA4: adresa cíle (serveru), DP1-DP2: cílový port, SA1-SA4: IP adresa zdroje (klient), SP1-SP2: port zdroje

Následující dvě tabulky ukazují základní typy funkcí (tab. 6-2) a upřesňujících podfunkcí (tab. 6-3). [52]

Kód	Název	Popis
200	FC_BROADCAST	Požadavek na vysílání času
201	FC_WRITE	Požadavek na zápis
202	FC_READ	Požadavek na čtení
203	FC_ABORT	Zrušení požadavku

Tab. 6-2: Typy funkcí

Kód	Název	Kód	Název
1	SC_DATE_TIME	28	SC_FLOAT_CONFIG_DATA
2	SC_ADMIT	29	SC_GRAPH_RT_SERVICE_REQ
3	SC_DISCHARGE	31	SC_GRAPH_NRT_SERVICE_REQ
4	SC_ALARM	32	SC_VIEW_REQUEST
5	SC_PATIENT_D	33	SC_WAVEFORM_REQUEST
6	SC_PATIENT_NAME	34	SC_PARAMETER_REQUEST
7	SC_PHYSICIAN_NAME	35	SC_POLLED_PARAMETER_REQUEST
8	SC_TREND_DATA	36	SC_GRAPH_SETUP
9	SC_HISTORY_DATA	37	SC_ALARMS_PAUSE
10	SC_SOFTWARE_REVISION	38	SC_ALARMS_OFF
11	SC_NODE_NET_STATS	39	SC_ALARMS_ON
20	SC_FLOAT_MSG_DATA	40	SC_TTX_DATA
21	SC_FLOAT_WF_DATA	41	SC_MODIFY_ADMIT
22	SC_GRAPH_NRT_DATA	42	SC_ALARM_LEVEL_REQUEST
23	SC_GRAPH_RT_DATA	43	SC_TOWER_TTX_STATUS
24	SC_GRAPH_STATUS	50	SC_HISTORY_DIRECTORY
25	SC_ZOOM_MSG_DATA	51	SC_HISTORY_EVENT
26	SC_ZOOM_WF_DATA	52	SC_HISTORY_EVENT_DELETE
27	SC_REMOTE_GRAPH_REQ		

Tab. 6-3: Tabulka podfunkcí

6.3.3 Proces: Komunikace s DASH 4000

Logické propojení:

Data v lokální síti mohou přicházet z kteréhokoliv připojeného zařízení. Než ale mohou být vysílané informace přijaty programem v PC, je nutné nejprve identifikovat zdroje dat (zařízení) připojené k síti. Program ImplantSys by měl být navržen tak, aby používal shodný identifikační protokol jako ostatní přístroje společnosti Marquette propojené s PC. Jedná se o protokol: „rwhat“. Hlavním účelem protokolu Marquette „rwhat“ je poskytovat informace popisující všechna Marquette kompatibilní zařízení připojená k síti a jejich nabízené služby. Každé zařízení se opakovaně identifikuje periodickým vysíláním paketu „rwhat“. Seznam aktivních přístrojů a jimi poskytujících služeb může být získán z těchto „rwhat“ paketů.

„RWHAT“ je Marquette adaptace Unixového příkazu „rwho“. Na základě příkazu „rwho“ všechna zařízení v síti vyšlou svá identifikační data. Proces „rwho“ je jednorázovou událostí typu „požadavek/odpověď“, která umožní zadavateli příkazu zjistit, jaké přístroje jsou přítomny v síti.

„Rwhat“ paket je přístroji vysílán každých 10 až 30 sekund. Pro využití protokolu „rwhat“ musí být program navržen pro komunikaci na UDP/IP kanálu (portu) 7000. Kontinuální čtení na tomto kanále bude získávat pakety „rwhat“ vysílané v síti. Tyto pakety by poté měly být ukládány do databáze aplikace. Při každém získání a uložení „rwhat“ paketu by se data měla označit lokálním časem. Poté se může seznam aktivních zařízení každých 10 až 30 sekund aktualizovat, a tak se zařízení odpojená déle než 30 sekund již nebudou v aplikaci zobrazovat.

Identifikace síťových zařízení by měla používat internetovou adresu (IP) a hodnotu portu pro první službu obsaženou v každém „rwhat“ paketu.

Paket „rwhat“ obsahuje informace o IP adrese přístroje, logické jméno (jednotka/postel), jméno pacienta a seznam příslušných služeb nebo zdrojů. Zařízení může poskytovat od jedné do jedenácti služeb (zdrojů). Typický obsahem „rwhat“ paketu jsou tyto informace:

- Číslo verze protokolu „rwhat“
- Typ paketu „rwhat“
- IP adresa zařízení
- Datum a čas
- Název umístění přístroje
- Jméno pacienta
- Počet poskytovaných služeb
- Popis služeb

Všechny „rwhat“ pakety musí obsahovat popis nejméně jedné služby, která popisuje samotné zařízení. V seznamu je každá služba popsána následovně:

- Název služby
- Port UDP, na kterém je služba dostupná
- Protokol jakým služba komunikuje

Odpověď přístroje

Dotázané zařízení v síti urychleně odpoví na požadavek („request“ paket) paketem „response“. Paket z odpovědi („response“) obsahuje buď požadovaná data, a nebo potvrzení požadavku. Prvky „response“ paketu jsou popsány v následujících odstavcích:

- Prvních 60 bajtů odpovídá struktuře SBEDSIDE_MSG_DEF (definované v [52] – ve struktuře souboru bedmsg.h) zobrazené v tabulkách 6-2 a 6-3. Paket „response“ tak má, na těchto 60 bajtech, stejnou formu jako paket „request“.
- Ve stejném případě jako při popisu „request“ paketu bude nyní kód funkce 201. Tento kód definuje příkaz zapiš („FC_WRITE“) (Podle tab. 6-2). Přístroj tedy „odpovídá“ počítači, který vyslal požadavek, že požadované zařízení do něj provádí zápis.
- Číslo verze („version“) je nastaveno na 1 pro potvrzení, že správná datová struktura je používána počítačem přijímajícím data. Ostatní pole v paketu nejsou relevantní a mohou být ignorována, dokud není přijato pole čítač dat („data_count“).

- Pole čítač dat („data_count“) specifikuje kvantitu dat v datových strukturách, které následují. Hodnota čítače dat odpovídá množství dat po prvních 60 bajtech a neobsahuje dva bajty CRC, které se přidávají na konec paketu.
- Následující datové pole – datová sada – obsahuje požadované pacientovy informace, včetně stavů alarmů. Tuto sadu lze ji roztrždit do struktur užitím definic v TRSERIAL (definované v [52]).
- Za datovou sadou jsou dva bajty CRC hodnot. Ověření CRC bajtů každého přijatého paketu je nutné pro zajištění datové integrity.

[52]

6.3.4 Proces: Zpracování dat

Proces zpracování dat zajišťuje rozdělení dat v paketech do tzv. datových struktur. S těmito strukturami je poté možno pracovat a vytvářet z nich soubory dat a informací.

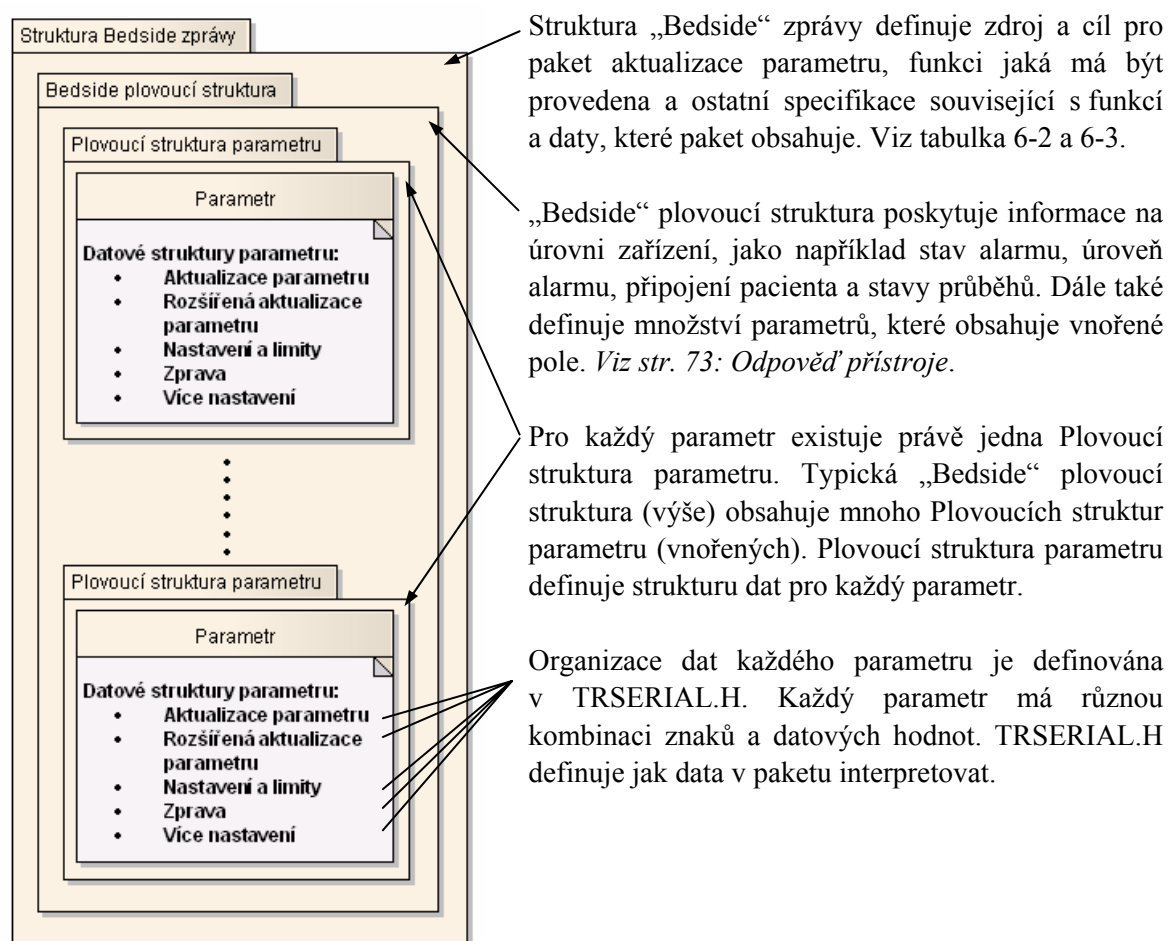
Data z DASH 4000 – struktura

Vzhledem k obrovskému množství variací dat, které mohou být v paketech zasílány je využíváno několik datových struktur pro definici architektury paketů. V publikaci [52] je uvedeno několik souborů s definicemi a jejich popis:

- MEIDEFS.H – obsahuje typy definicí užitých prostřednictvím ostatních souborů.
- BEDMSG.H – obsahuje strukturu a definice symbolů pro pakety síťové komunikace.
- PARMDEFS.H – obsahuje popisy a definice symbolů pro kódy a podkódy některých parametrů.
- 7200.H – struktura a definice symbolů pro některé parametry.
- TRSERIAL.H – struktura a definice symbolů pro parametry sloužící ke komunikaci mezi přístroji.
- PDMS.EXE – spustitelný soubor demonstrující proces požadavku („request“) a přijímání dat pacienta („response“).
- PDMS.C – zdrojový kód pro PDMS.EXE.

Pakety „request“ a „response“ mají podobné struktury dat. Paket „response“ je však z pravidla větší díky tomu, že obsahuje pacientova data.

Paket obsahující data se skládá z několika struktur (viz výše seznam souborů definujících tyto struktury). Obrázek 6-4, na další straně, ukazuje struktury, které dohromady konstruují paket pro aktualizaci nějakého parametru.



Obr. 6-4: *Paket aktualizace parametru*

Data z ICS 3000 – struktura

Jak již bylo zmíněno, data z přístroje ICS 3000 mohou být exportována jak ve formátu „pdf“, tak ve formátu „xml“. Pro potřebu pouhého zobrazení informací na PC postačuje formát „pdf“, avšak pro práci s daty v aplikaci ImplantSys je účelnější formát „xml“.

[52]

XML („*eXtensible Markup Language*“, česky *rozšiřitelný značkovací jazyk*) je obecný značkovací jazyk, který byl vyvinut a standardizován konsorciem W3C. Umožňuje snadné vytváření konkrétních značkovacích jazyků pro různé účely a široké spektrum různých typů dat.

Jazyk je určen především pro výměnu dat mezi aplikacemi a pro publikování dokumentů. Jazyk umožňuje popsat strukturu dokumentu z hlediska věcného obsahu jednotlivých částí, nezabývá se sám o sobě vzhledem dokumentu nebo jeho částí. Prezentace dokumentu (vzhled) se potom definuje pomocí kaskádových stylů. Další možností je pomocí různých stylů provést transformaci do jiného typu dokumentu, nebo do jiné struktury XML.

Převzato z [53]

Takto zpracované informace z ICS 3000 (z formátu „xml“) mohou být následně upraveny do požadované formy, např. hodnoty některých parametrů (napětové prahy, impedance elektrod, atd.) lze vložit do předdefinovaného operačního protokolu. Čili mohou se z nich vytvářet libovolné (závisí na naprogramování grafického prostředí) vizuální styly a vkládat se do požadovaných tabulek, grafů apod.

6.3.5 Proces: Organizátor souborů

Proces organizátor souborů zajišťuje zápis přijímaných dat do souboru a správu těchto souborů. Jeho účelem tedy bude soubory zapisovat (vytvářet), editovat, kopírovat, přesouvat a nebo mazat. Zpracovaná data v organizátoru souborů lze následně přenášet do databáze a NIS.

6.3.6 Proces: Databáze

Zdroje informací jako číselníky z centrálního registru ČR pro vytváření operačních protokolů, předdefinované (ale i později modifikované) šablony, data pro tvorbu statistik, samotné operační protokoly, historie událostí a další informace jsou ukládány v databázi aplikace ImplantSys. Odtud je s nimi možné pracovat dle potřeby.

7 Požadavky na ImplantSys

7.1 Uživatelské požadavky

Uživatelské prostředí požadovaného programu by mělo splňovat požadavky operačního personálu, který bude s tímto implantačním systémem pracovat nejčastěji. Proto byla provedena analýza požadavků formou diskuze se specialisty MNO).

Uživatelské prostředí lze uzpůsobit dvěma hlavními podmínkám:

1. Během implantace, kdy budou zobrazována data v „on-line“ přenosu
2. Po implantaci kdy je možnost editace uložených informací a tvorba operačního protokolu – „off-line“

Dále lze prostředí rozdělit do tří hlavních kategorií – obrazovek:

1. Prostředí pro komunikaci s DASH 4000 – „on-line“ i „off-line“
2. Prostředí pro komunikaci s ICS 3000 – pouze „off-line“
3. Prostředí pro vytváření operačních protokolů – pouze „off-line“

Takovéto rozdělení je chronologicky uspořádáno pro snadnou orientaci během výkonu. Obrazovky na sebe navazují tak, jak operační zákrok postupuje až k tvorbě protokolu.

Obrazovka - Komunikace s DASH 4000

Uživatelské prostředí, zobrazující komunikaci s DASH 4000, by mělo splňovat následující požadavky a funkce:

- Zobrazování fyziologických parametrů (průběh EKG, saturace, atd. – viz kapitola 5.3.1) zpětně z uloženého záznamu nebo v reálném čase („on-line“)
- Možnost vkládání značek (komentářů) do průběhu EKG či k jiným fyziologickým parametrům (částečně „on-line“ – vysvětleno dále)
- Sledování stavu přístroje („on-line“)
- Konfigurace přístroje („on-line“)
- Vytváření databáze výkonů a s tím spojená správa pacientů
- Tisk volitelných údajů
- Přikládání volitelných údajů k operačnímu protokolu (OP)

Obrazovka - Komunikace s ICS 3000

Uživatelské prostředí, zobrazující data importovaná z ICS 3000, by mělo splňovat následující požadavky a funkce:

- Zobrazení importovaných dat (naměřené hodnoty, průběhy EKG) v přehledné formě
- Import informací do OP – čímž odpadá nutnost přepisovat tyto hodnoty ručně
- Přikládání průběhů k operačním protokolům – spojeno s databází jako v případě uživatelského prostředí pro DASH 4000
- Tisk volitelných údajů

Obrazovka - Vytváření operačních protokolů

Program ImplantSys umožňující vytváření operačních protokolů by měl splňovat stejné funkce jako aplikace, která se doposud v MNO využívá, avšak s jistými zdokonaleními:

- Při vytváření OP se zadává doba působení RTG (RTG čas), avšak ve výsledném, tištěném protokolu tento údaj chybí. Z toho vyplývá zlepšení v podobě tisku opravdu všeho, co uživatel vyplní, příp. zadá k tisku.
- Tvorba statistických údajů je dalším zdokonalením. Statistika komplikací poukazuje na nejčastěji řešené problémy a na řešení, které s nimi souvisí. Např. četnost a druh arytmií, punkce tepny a jiné.
- Dalšími statistikami mohou být statistiky primoimplantací, implantací jedno či dvoudutinových kardiostimulátorů, věkový průměr pacientů a další. Statistiky jsou pro uživatele užitečným ukazatelem.
- Umožnit uživateli modifikaci číselníků obsahující předdefinované hodnoty
- Umožnit uživateli vytvářet předdefinovaný protokol – tzn. odpadá nutnost znovu vyplňovat typické informace.
- Zadávání použitého režimu kardiostimulátoru – v současné době je v OP uveden typ kardiostimulátoru, avšak ne použitý režim.
- Komunikace s NIS – v současné době toto propojení mezi stávající aplikací a NIS neexistuje. Proto by toto vylepšení bylo velmi markantní zejména v oblasti propouštění pacienta kdy je nutné OP přepsat do propouštěcí zprávy. Více k tomu je uvedeno v kapitole 7.3.

Všechny tři typy uživatelských prostředí by měly být co nejpřehlednější a snadno ovladatelné. Zejména propojení těchto prostředí a databáze by mělo být kvalitně zajištěno, jelikož všechny tři typy uživ. prostředí budou v jednu chvíli pracovat s jedním pacientem v jedné databázi. Mezi jednotlivými obrazovkami bude možné libovolně přepínat (pro případ, že by se některý krok chtěl přeskočit nebo naopak k němu vrátit).

7.2 Návrh uživatelského prostředí

Po spuštění aplikace ImplantSys je zobrazena vstupní nabídka – Základní obrazovka, která obsahuje následující volby:

1. Nový výkon – nový pacient
2. Editace výkonu – prohledávání databáze
3. Statistiky výkonů
4. Nastavení
5. Zavřít aplikaci
6. Speciální nabídka: Přepínání obrazovek (prostředí) je umožněna na všech obrazovkách, ale až po načtení výkonu – operačního protokolu – pacienta (testovací pacient – viz dále)

Nový výkon

Při zvolení této volby je uživateli nabídnuto menu:

1. Nový pacient – zadám údaje ručně: Uživatel zadá administrační (jméno pacienta, věk, diagnóza, atd.) data manuálně

2. Nový pacient – import z NIS: Automatické stažení informací o pacientovi z NIS (import)
3. Testovací provoz: V databázi nebude vytvořen nový záznam, ale použije se již předem uložený „testovací pacient“. Tato volba je vhodná pro testování funkcionality systému a přepínání obrazovek „bez pacienta“

Po vyplnění administračních dat je zobrazena obrazovka pro komunikaci s DASH 4000, čili je nastaven „on-line“ režim. V tomto režimu je inicializováno připojení k DASH 4000 a následně je program připraven přijímat data. V tuto chvíli lze také data do přístroje odesílat a tímto konfigurovat některé jeho parametry. Pokud by v době přenosu dat z patientského monitoru do aplikace byl u počítače přítomen uživatel, mohl by snímané data sledovat. Navíc by mohl do průběhu zasahovat vkládáním značek (komentářů). Sledované průběhy jsou ukládány ve formě pásů (stripů) a konvertovány do některého grafického formátu (bmp, jpg). Na této obrazovce je uživateli dána možnost vkládání komentářů i do zpětně vyvolaných průběhů z databáze. Proto bude nutné naprogramovat i nějaký jednoduchý grafický editor, který bude součástí aplikace ImplantSys.

Editace výkonu – prohledávání databáze

Po zvolení této položky bude uživateli nabídnuta obrazovka s vyhledáváním podle různých kritérií. Takto může nalézt požadovaný výkon (operační protokol nebo pacienta) a následně pracovat s požadovanými daty:

- Prohlížení: uživatel si bude moci prohlédnout záznamy týkající se vyhledaného zákroku. Takto si bude moci prohlédnout nejen administrační data a naměřené hodnoty, ale i zaznamenané průběhy (EKG, IEKG) s komentáři, případně alarmy a jiné stavové zprávy, které se během zákroku vyskytly.
- Editace: Uživatel bude moci výkon editovat. To zahrnuje jak úpravu informací v protokolu, tak možnost souborových editací (kopírování, mazání, atd. operačních protokolů) a vytváření šablon z protokolu.
- Tisk: Aplikace odešle vybraná data k tisku.
- Export: Odeslání informací v určitém formátu (Word, Excel) do cílového adresáře.

Statistiky výkonů

Tato možnost uživatele zavede na obrazovku, kde mu jsou nabídnuty různé statistiky zpracováváné programem. Statistiky mohou být exportovány do grafů a následně vytisknuty nebo exportovány v různých formátech (Excel, Word).

Nastavení

Nastavení programu zahrnuje možnosti volby pro cílové cesty exportování dat, nastavování některých vizuálních prvků (panely nabídek), případně konfiguraci databáze a administrátorská nastavení (chráněno heslem).

Zavřít aplikaci

Uzavře aplikaci ImplantSys s dotazem na uložení případně rozpracovaného výkonu.

V případě, že je proveden záznam z DASH 4000 (není to však nutné) a uživatel přepne obrazovku „Komunikace s DASH 4000“ na obrazovku „Komunikace s ICS 3000“, je mu poskytnuta další nabídka voleb:

1. Import dat
2. Přepnout prostředí - obrazovku
3. Ukončit

Import dat

Touto volbou uživatel otevírá okno pro vybrání souborů k importu. Primárně by to měly být soubory ve formátu „xml“ z flash disku nebo z CD. Je ovšem umožněn i import ve formátu „pdf“. Tento formát však není určen pro automatické vložení naměřených hodnot do operačního protokolu a následnou editaci.

Přepnout prostředí - obrazovku

Po zvolení této položky má uživatel na výběr prostředí, do kterého se chce beze ztráty dat přepnout:

- Základní obrazovka
- Komunikace s DASH 4000
- Komunikace s ICS 3000
- Vytváření operačních protokolů

Ukončit

Uzavření výkonu s dotazem na uložení a návrat na „Základní obrazovku“.

V případě volby obrazovky „Vytváření operačních protokolů“ je uživateli nabídnuta volba:

1. Import dat z ICS 3000 do operačního protokolu
2. Zobrazení okna pro tvorbu operačního protokolu
3. Přepnout prostředí – obrazovku – viz výše
4. Ukončit – viz výše

Import dat z ICS 3000 do operačního protokolu

Tato volba způsobí přenesení naměřených dat z ICS 3000 do okna pro tvorbu operačního protokolu. Zde bude protokol vytvářen standardním způsobem (vybírání některých údajů z databáze číselníku, jiné ručně nebo z šablon).

Zobrazení okna pro tvorbu operačního protokolu

Touto volbou přejde uživatel do okna pro tvorbu operačního protokolu přímo, bez importu dat z ICS 3000.

7.3 Požadavky na propojitelnost s NIS

V Městské nemocnici Ostrava byl jako nemocniční informační systém (NIS) zvolen klinický informační systém CLINICOM. Jedná se o plně integrovaný, komplexní klinický informační systém (KIS) společnosti SMS, který lze aplikovat nezávisle na konkrétní organizaci zdravotní péče.

Základní části tohoto modulárního systému pro klinickou a zdravotní péči lze konfigurovat podle požadavků uživatele a dále jej navázat na systémy pro:

- finanční a ekonomické úseky
- administrativní a správní úseky
- management

[54]

CLINICOM běží na serveru pod operačním systémem UNIX. Propojení programu ImplantSys spolu s NIS CLINICOM je možné skrze datovou síť Ethernet, a to buď přímo přes protokol TCP/IP, nebo pomocí tzv. „mezičlánku“, což je aplikace, která zajišťuje přesun souborů mezi dvěma programy pomocí sdílené složky. V obou případech je nutná konzultace se společností SMS, kvůli zajištění kompatibility. S tím spojená finanční investice je pro realizaci některého z řešení podkladem k úvahám a následné diskuzi se zadavatelem.

Mezičlánek:

Jelikož obě aplikace poběží na jiném operačním systému (ImplantSys na Windows a CLINICOM na UNIX), je nutné zajistit přechod souborů mezi těmito OS. V tomto případě je nutné naprogramovat aplikaci, která bude zajišťovat komunikaci mezi CLINICOM a ImplantSys způsobem přenášených souborů skrze sdílenou složku. Aplikace „mezičlánek“ by v takovém případě byla jakýmsi manažerem souborů. V případě potřeby uloží soubor z některé ze dvou výše zmíněných aplikací do sdílené složky, a tak k nim bude mít přístup i aplikace druhá. Na požádání poté „mezičlánek“ vydá soubor žádajícímu programu. Tento způsob je oproti přímému přenosu dat pomocí protokolu TCP/IP méně spolehlivější, avšak disponuje vyšší „průhledností“. To znamená, že lze kontrolovat a prohlížet soubory cestující skrze „mezičlánek“ a vytvářet historii přenosů. Nevýhodou je jistě nutnost naprogramování další aplikace pro přenos souborů a s tím související problém uživatelských práv k těmto souborům v případě, že je se soubory pracováno z více počítačů zároveň.

Přes TCP/IP přímo:

V tomto případě jsou data vysílána ze zdroje k cíli, ale i opačně. Jedná se tedy o obousměrnou komunikaci, kdy jedna ze dvou aplikací data vysílá a druhá je přijímá. K přenosu je použita IP adresa a port (kanál) zdroje i cíle kam jsou data posílána. Přenos je uskutečňován pomocí paketů obsahující požadovaná data. Tento způsob řešení je spolehlivější, avšak méně „průhledný“. Lze tedy jen těžko odhadnout, jaká data se právě přenášejí a navíc: v případě poruchy odhadovaná hodnota investice, kterou bude třeba zaplatit společnosti SMS je vyšší, než v předchozím případě z důvodu větší úpravy CLINICOMu. Cenu lze však minimalizovat použitím některého z datových standardů. Údajně podporovaným standardem CLINICOMu je HL7. Použitím datového standardu HL7 by se tedy cena minimalizovala ještě více, nežli při využívání standardů jiných (např. Datový standard Ministerstva zdravotnictví ČR). Výhodou je, že není nutné programovat další aplikaci („mezičlánek“).

Výhody propojení ImplantSys spolu s NIS:

- Načítání žádanek (dat o pacientovi) z NIS – odpadá nutnost vyplňovat základní údaje o pacientovi (administrační informace).

- Ukládání operačních protokolů do NIS – nemusí se přepisovat do propouštěcí zprávy ručně.
- Možnost poskytnout data i na vzdáleném počítači připojeném ke CLINICOMu.

Nevýhody propojení ImplantSys spolu s NIS:

- Nutná investice do úprav NIS ze strany společnosti SMS (odhadem 20 – 100 tisíc).
- Na základě zkušeností: složitá komunikace s firmou SMS při zadávání požadavků na úpravu – inovaci jejich SW.

7.4 Součinnost IS s operačním týmem

Součinnost operačního týmu a implantačního systému spočívá v návazné činnosti zpracování informací. Nejprve je nutno přístroje připravit. U ICS 3000 jde v podstatě jen o připojení „flash“ disku, případně přípravou CD pro vypálení, kdykoli před finálním exportem požadovaných dat. V případě patientského monitoru DASH 4000 je nutné zajistit stabilní propojení s PC, na kterém běží aplikace ImplantSys, ještě před výkonem. S tím souvisí příprava PC a programu ImplantSys, kdy je potřeba logického propojení s DASH 4000. Po zajištění komunikace mezi těmito dvěma prvky je třeba založit v programu nového pacienta v databázi a připravit aplikaci pro příjem dat.

Během výkonu budou data z DASH 4000 zapisována programem do souboru. Je na místě zmínit, že biomedicínský inženýr obsluhující DASH 4000 při výkonu bude moci vkládat značky do průběhu EKG stisknutím tlačítka „PRINT“ na přístroji. Aplikace bude naprogramována tak, aby reagovala ne tiskem, ale vložením značek „start“ po prvním stlačení a „stop“ po druhém stisku tlačítka „PRINT“. Během výkonu tedy není nutné dalšího uživatele, který by „seděl“ u aplikace a vkládal značky na pokyn lékaře.

Po výkonu, čili po naprogramování kardiostimulátoru a jeho otestování je nutno exportovat data z ICS 3000 na paměť „flash“ nebo CD. Poté exportovaná data importovat do programu ImplantSys. Zde budou informace zpracovány, následně zobrazeny a nabídnuty k další práci s nimi pro uživatele. Uživatel bude moci vybrat přenesení těchto dat (hodnot) do dalšího uživatelského prostředí, a to prostředí pro tvorbu operačních protokolů. Zde bude mít možnost výběru již předdefinovaného (na základě předchozích OP) nebo tvorbu zcela nového OP, ať již s daty z ICS 3000 nebo bez nich.

Po skončení vyplňování operačního protokolu bude uživatel moci výslednou zprávu vytisknout, odeslat do NIS (v případě splnění požadavku na komunikaci NIS), uložit, vrátit se k některému z předcházejících kroků nebo zvolit některou jinou běžnou operaci.

Další operace, které uživatel bude moci provádět mimo výkon jsou uvedeny či vyplývají z požadavků v kapitole 7.1 a 7.2.

7.5 Návrh protokolu

Návrh protokolu vyplývá z požadavků uvedených v kapitole 7.1. Podoba tištěného OP se tedy nebude nijak výrazně lišit od stávajícího (obr. 5-11) až na uvedená zdokonalení. Co by zde však mělo být uvedeno je to, že aplikace ImplantSys bude umožňovat tisk průběhů EKG jinak tištěných přístroji DASH 4000 a ICS 3000. Neboli elektronická forma OP bude tyto křivky EKG obsahovat i pro pozdější využití.

Co by měl obsahovat protokol v el. formě

Elektronická forma operačního protokolu bude obsahovat data, která nemusí být v tištěné podobě.

Návrh obsahu elektronické podoby OP obsahuje:

- Administrační data (pacient, průběh operace, personál, atd.)
- Záznam o použité technice (kardiostimulátor, cévky)
- Průběh IEKG, vnějšího EKG včetně komentářů (značek)
- Události přístroje (alarmy, poruchy, varování)
- V případě záznamu:
 - dýchání, tlak, saturace a další (*viz kapitola 5.3.1*)
- Hodnoty z ICS 3000 (napěťové prahy, impedance elektrod, atd., *viz kapitola 5.3.2*)

ImplantSys tyto informace umožňuje libovolně tisknout, a tak umožnit povinné zakládání tištěné podoby OP.

Závěr

Z návrhu vyplývá, že realizace implantačního systému zahrnuje několik fází. První fáze – Analýza, je obsahem této diplomové práce. Druhá fáze – Implementace, je především „v rukou“ programátorů. Třetí fáze – Zavedení do provozu, zahrnuje úzkou spolupráci mezi specialisty z MNO a programátory.

Z analýzy je patrné, že navrhovaný systém splňuje požadavky nad rámec zadání. Původním zadáním byl návrh systému pouze pro digitální přenos dat z měřicích přístrojů na kardiostimulačním sále do počítače a následné zpracování těchto informací do podoby operačního protokolu. Toto bylo překonáno návrhem rozšířených služeb systému. Aplikace pro obsluhu implantačního systému ImplantSys umožňuje dle návrhu více než jen přenos informací z měřicích přístrojů do počítače. Umožňuje vytvářet databázi informací, která bude obsahovat nejen naměřená data, ale i pacienty a jejich údaje, operační protokoly a statistiky. Dále pak umožňuje vytvářet operační protokoly a tím nahrazuje současně používanou aplikaci „Implantační sálek“ (viz kapitola 5.5).

Pomocí aplikace ImplantSys lze spravovat jednotlivé výkony či pacienty v přehledném uživatelském prostředí. Prostorů neboli obrazovky na sebe navazují tak, jak chronologicky postupuje implantační výkon nebo i libovolně podle voleb uživatele (viz kapitola 7.2). V těchto obrazovkách je obsluhujícímu personálu nabídnuta široká škála funkcí, jako například vkládání komentářů do průběhů naměřených dat (EKG), automatický import naměřených dat do okna pro tvorbu operačních protokolů a nebo vytváření šablon protokolů, díky kterým je možno při dalších výkonech urychlit jejich tvorbu. Velkým přínosem by také měla být schopnost komunikace se stávajícím NIS. Díky tomu lze do aplikace ImplantSys importovat pacientovi administrační data z NIS. Automatizuje se tak další část tvorby operačního protokolu kdy je nutné tyto údaje zadávat ručně. Obdobným přínosem je možnost exportu informací z programu ImplantSys zpět do NIS. Výhodou v tomto případě je, že odpadá nutnost manuálního přepisu těchto informací do propouštěcí zprávy pacienta.

Aplikace ImplantSys je tedy komplexním systémem vhodným pro implementaci do MNO. Realizace v sobě zahrnuje naprogramování jednotlivých komponent a jejich sloučení do jednotného celku. V případě kompatibility z NIS je nutná spolupráce i ze strany společnosti SMS, která daný systém dodala. S tím je spojeno několik komplikací, které jsou rozebrány v kapitole 7.3. Nejdůležitější z nich je pravděpodobně nutná finanční investice. Zda bude aplikace ImplantSys podporovat tuto funkci nebo ne musí zvážit sám zadavatel na základě uvedené analýzy.

V současné době je předpokládána doba pro zavedení navrhovaného systému do provozu asi jeden a půl roku. V této době bude hlavním cílem naprogramovat jednotlivé prvky a sladit jejich vzájemnou funkcionální. Je dosti pravděpodobné, že v případě úspěšného zavedení systému do MNO, bude v budoucnu tento systém nabídnut i do jiných nemocnic. V takovém případě by byl systém dále vyvíjen a jeho funkčnost více rozšiřována.

Je tedy nasnadě předpokládat, že směr, kterým se tato práce vydává, je do budoucna ten správný a všeobecně užitečný. Jeho užitečnost spočívá zejména ve zjednodušení některých úkonů prováděných personálem a tedy zvýšení komfortnosti jejich práce, což se jistě pozitivně odrazí i na kvalitě péče, kterou svým pacientům poskytují.

Použitá literatura

- [1] SCHECTER, D.C.: Early experience with resuscitation by means of electricity. *Surgery*. 1971, č. 69, strana 360.
- [2] KITE, C.: *An Essay upon recovery of the apparently dead*. 1.vyd. Londýn: C. Dilly, 1788. 274 stran.
- [3] BAXI, M.V.: First Artificial Pacemaker: A milestone in history of cardiac electrostimulation. *Asian Student Medical Journal*. 2003, č.9.
Dostupné též z WWW: <<http://asmj.netfirms.com/article0903.html>>
- [4] MCWILLIAM, J.A.: Electrical stimulation of the heart in man. *British Medical Journal*. 1889, č.1, strany 348 – 350.
Dostupné též z WWW: <http://www.bmj.com/cgi/pdf_extract/1/1468/348>
- [5] <<http://www.hrsonline.org/News/ep-history/topics-in-depth/hymanspacemaker-full.cfm>>
- [6] AQUILINA, O.: A brief history of cardiac pacing. *Images in Paediatric Cardiology*. Guardamangia, Malta: St. Luke's Hospital, Cardiology Department. 2006, č.27, strany 17 – 81.
Dostupné též z WWW: <<http://www.impaedcard.com/issue/issue27/aquilinao2/AquilinaO.htm>>
- [7] <<http://en.wikipedia.org/wiki/Pacemaker>>
- [8] BIGELOW, W.G., CALLAGHAN, J.C., HOPPS, J.A.: General hypothermia for experimental intracardiac Surgery. *Annals of Surgery*. 1950, č.132(3), strany 531 – 539.
Dostupné též z WWW: <<http://natura.baf.cz/natura/2004/6/20040602.html>>
- [9] <http://www.nrc-cnrc.gc.ca/aboutUs/nrc90/achievements/pacemakerwheelchair_e.html>
- [10] <http://en.wikipedia.org/wiki/C._Walton_Lillehei>
- [11] <<http://www.hrsonline.org/News/ep-history/upload/HeartRhythmPlace-RhythmsinTime-screen.pdf>>
- [12] KARLOF, I., FURMAN, S.: Rune Elmqvist. *M.D. PACE*. 1997, č.20, strana 1002.
(<<http://www.hrsonline.org/News/ep-history/notable-figures/runeelmqvist.cfm>>)
- [13] LIPOLDOVÁ, J., NOVÁK, M.: Historie trvalé kardiostimulace. *Kardiol Rev*. 2006, roč.8, č.4, strany 166 – 173.
Dostupné též z WWW: <http://www.kardiologickarevue.cz/pdf/kr_06_04_04.pdf>
- [14] <http://www.bcs.com/pages/Cardiac_Pacemakers.asp>
- [15] <http://technet.idnes.cz/srdce-na-baterky-od-zabich-stehynek-ke-kardiostimulatoru-pzz-/tec_technika.asp?c=A080213_213237_tec_technika_pka>

- [16] K. KRISHNA MURTY: *Spice in Science*. Daryaganj: Pustak Mahal, 2005. 141 stran. ISBN 8122309003, 9788122309003
Dostupné též z WWW:
<http://books.google.cz/books?id=jXaqNB2V6RcC&pg=PA181&lpg=PA181&dq=Greatbatch+ohm+resistor&source=bl&ots=pS-YLxbLYF&sig=3mTrANssm0O7bZL9RNa6lvtskSA&hl=cs&ei=wtLZSdbnJZaUjAfdqcCWDQ&sa=X&oi=book_result&ct=result&resnum=5#PPA181,M1>
- [17] <<http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/492.pdf>>
- [18] JIRÁK, Z. a kol.: *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. 1. vydání . Ostrava: Repronis, 2003. 156 stran. ISBN 80-7042-342-0
- [19] PENHAKER M., IMRAMOVSKÝ M., TIEFENBACH P., KOBZA F.: *Lékařské diagnostické přístroje – učební texty*, 1. vydání. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 332 stran. ISBN 80-248-0751-3
- [20] <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>>
- [21] <<http://en.wikipedia.org/wiki/Heart>>
- [22] HORÁČEK J.: *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*, 1. vydání, Ostrava : VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2006. 113 stran. ISBN 80-248-1203-7
- [23] GANONG, W.F.: *Přehled lékařské fyziologie*, 20. vydání. Praha: Galén, 2005. 890 stran. ISBN:8072623117
- [24] <<http://ekg.kvalitne.cz/arytmie.htm>>
- [25]
<http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?identifik=kbf_1526_t&kod_kurzu=kbf_1526&id_kap=2&startpos=6>
- [26] VLACH, K.: *Realizace přístroje na měření změn elektrického odporu kůže*, Ostrava 2007, strana 7.
- [27] BODNÁR J., PELLA J.: *Indikačné kritériá pre trvalú kardiostimuláciu a aplikáciu antitachykardických systémov*. 1. vydání. Košice: Orient, 1996. 56 stran. ISBN 80-88828-04-X
- [28] <<http://www.hrsonline.org/PatientInfo/>>
- [29] <<http://www.biotronik.cz/kardio.php?id=3>>
- [30] <<http://www.biotronik.cz/kardio.php?id=4>>
- [31] <<http://www.hrsonline.org/PatientInfo/HeartRhythmDisorders/index.cfm>>

- [32] <http://en.wikipedia.org/wiki/AV_reentrant_tachycardia>
- [33] <<http://www.hrsonline.org/PatientInfo/HeartRhythmDisorders/HeartBlock/index.cfm>>
- [34] BIOTRONIK: *Technical Manual – Kairos*. Germany, 1998.
- [35] BIOTRONIK, *Technická příručka – Talos*. Germany, 2008.
- [36] DORF, R.C.: *The Electrical Engineering Handbook*. 2. Vydání. Boca Raton: CRC Press LLC 1997. 2719 stran. ISBN 0-8493-8574-1
- [37] PENHAKER M.: *Lékařské terapeutické přístroje*. 1. vydání. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. 216 stran. ISBN 978-80-248-1558-9,
- [38] LOVE, C.J.: *Handbook of cardiac pacing*. 1. vydání. Georgetown, Texas: Landes Bioscience, 1998. 155 stran. ISBN: 1-57059-492-9
- [39] <<http://cs.wikipedia.org/wiki/CMOS>>
- [40] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Integrovan%C3%BD_obvod>
- [41] <<http://www.biotronik.com/cz/cz/7133>>
- [42] <http://www.medicoweb.com/products/pacemakers/pacemaker_e.htm>
- [43] <<http://www.mnof.cz/historie.php>>
- [44] <<http://cs.wikipedia.org/wiki/UPS>>
- [45] GE MEDICAL SYSTEM: *Monitorování kritických pacientů – Klinická referenční příručka a pokyny pro odstranění závad*. Vydání A. General Electric Company, 2005.
- [46] GE MEDICAL SYSTEM: *Dash 3000/4000/5000™ Patient Monitor – Service Manual*. Vydání B. General Electric Company, 2006.
- [47] GE MEDICAL SYSTEM: *Pacientský monitor Dash 3000/4000/5000 – Návod k použití*. Revize A, General Electric Company, 2006.
- [48] <<http://www.biotronik.com/cz/cz/6553>>
- [49] <<http://www.dotmed.com/listing/562800>>
- [50] BIOTRONIK: *ICS 3000 Implant Control System – Handling Basics – User Manual*. Revize SW 603.A.

[51] BIOTRONIK: *ICS 3000 Implant Control System – Handling the Implant Module – User Manual*. Revize SW 603.A.

[52] MARQUETTE ELECTRONICS: *Monitoring Data Services Manual*. Marquette Electronics, Inc., 1995.

[53] <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Xml>>

[54] <<http://www.cvis.cz/hlavni.php?stranka=novinky/clanek.php&id=487>>

8 Seznam příloh

Příloha 1 – Obsah a struktura CD	1
--	---

Příloha 1 – Obsah a struktura CD

- 01 Diplomová práce
- 02 Abstrakt CZ + EN
- 03 Monitoring Data Services Manual
- 04 ICS 3000 Implant Control System – Handling the Implant Module – User Manual
- 05 ICS 3000 Implant Control System – Handling Basics – User Manual
- 06 Pacientský monitor Dash 3000/4000/5000 – Návod k použití.
- 07 Dash 3000/4000/5000™ Patient Monitor – Service Manual.
- 08 Monitorování kritických pacientů – Klinická referenční příručka a pokyny pro odstranění závad.